

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

(UZMANLIK TEZİ)

**DENEYSEL OLARAK OLUŞTURULAN MANDİBULAR
DEFEKTLERE YERLEŞTİRİLEN
POLİMETİLMETAKRİLAT KEMİK SEMENTİNİN
KEMİKLE OLAN BAĞLANTISININ MEKANİK
KUVVETLER ALTINDA DEĞERLENDİRİLMESİ**

ŞEYMA ALLA

DANIŞMAN

DOÇ. DR. MEHMET ALİ ERDEM

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK PROGRAMI

İSTANBUL-2017

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Tez Sınav Tutanağı

| | |
|---|--|
| vAdı ve Soyadı | Şeyma ALLA |
| Baba Adı | Fikri |
| Doğum Yeri/Tarihi | Osmancık / 19.09.1987 |
| Diploma Tarihi / Diploma No | 12.10.2012 / 565/33231 |
| Mezun Olduğu Fakülte | Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi |
| İhtisas Yaptığı Anabilim Dalı/Bilim Dalı | Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı |
| İhtisas Süresi | Yıl : 4 Ay: 5 |
| Sınav Yapılmasını İsteyen Makam | İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı |

UZMANLIK TEZİNİN ADI: Deneysel Olarak Oluşturulan Mandibular Defektlere Yerleştirilen Polimetilmetakrilat Kemik Sementinin Kemikle Olan Bağlantısının Mekanik Kuvvetler Altında Değerlendirilmesi

JÜRİ KARARI: Tezin kabulüne oy birliğiyle karar verildi.

JÜRİ ÜYELERİ:

BAŞKAN

Doc. Dr. Mehmet Ali Erdem

ÜYE

Prof. Dr. Gethin Kasapoğlu

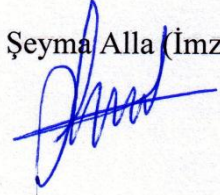
ÜYE

Doc. Dr. Ediz Deniz

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Şeyma Alla (İmza)



İTHAF



Tüm sevdiklerime...

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana her konuda yön gösteren, sabırla ve anlayışla, bilgi ve birikimlerini benimle paylaşan, eğitimim boyunca hiçbir zaman desteğini esirgemeyen, her daim örnek aldığım ve alacağım çok kıymetli danışmanım Doç. Dr. Mehmet Ali Erdem'e,

Uzmanlık eğitimim sürecinde birlikte çalışma fırsatı bulduğum, bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım değerli hocalarım Prof. Dr. Çetin Kasapoğlu, Doç. Dr. Abdulkadir Burak Çankaya ve Doç. Dr. Sabri Cemil İşler'e,

Gerek klinik çalışmalarında gerekse tez çalışmamda her daim dostluğuyla ve yardımlarıyla yanımda olan değerli kardeşim Dt. Lutfiye Yanmaz Yazar'a,

Uzmanlık tezimin deney aşamalarında yardımlarıyla destek olan fakülte personellerimiz Murat Sağlam ve Mehmet Bayrak'a,

Genel anestezi rotasyonunda ve sonrasında bilgi ve birikimlerinden faydalandığım, hiçbir konuda yardımlarını esirgemeyen çok kıymetli hocam Prof. Dr. Mehmet Tuğrul'a,

Beraber çalışma fırsatı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bölümümüzün değerli çalışanlarına,

Bütün hayatım boyunca destekleriyle her konuda yanımda yer alan, canım ablalarım Selda Akgül ve Sibel Alla başta olmak üzere tüm aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------|
| TEZ ONAYI..... | ii |
| BEYAN..... | iii |
| İTHAF..... | iv |
| TEŞEKKÜR..... | v |
| İÇİNDEKİLER..... | vi |
| TABLolar LİSTESİ..... | ix |
| ŞEKİLLER LİSTESİ..... | x |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ..... | xi |
| ÖZET..... | xii |
| ABSTRACT..... | xiii |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ..... | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 2 |
| 2.1. Çene-Yüz Defektlerinin Sınıflandırılması..... | 2 |
| 2.1.1. Doğumsal defektler..... | 2 |
| 2.1.2. Gelişimsel defektler..... | 2 |
| 2.1.3. Edinsel (Kazanılmış) Defektler..... | 2 |
| 2.1.3.1. Ağız İçi Defektler..... | 2 |
| 2.1.3.2. Ağız Dışı Defektler..... | 3 |
| 2.1.3.3. Kombine Defektler..... | 3 |
| 2.2. Marjinal Rezeksiyon..... | 5 |
| 2.3. Mandibular Rekonstrüksiyon..... | 6 |

| | |
|--|----|
| 2.3.1. Serbest Kemik Greftleri..... | 7 |
| 2.3.2. Pediküllü Kemik Greftleri..... | 8 |
| 2.3.3. Partiküllü Kansellöz Kemik İliği Greftleri..... | 8 |
| 2.3.4. Mikrovasküler Serbest Flepler..... | 9 |
| 2.3.5. Transport Disk Distraksiyon Osteogenezis (TDDO) | 12 |
| 2.3.6. Modüler Endoprotezler..... | 13 |
| 2.3.7. Rekonstrüksiyon Plakları..... | 13 |
| 2.4. Alloplastik Materyaller..... | 15 |
| 2.4.1. Kalsiyum Fosfat Sement..... | 15 |
| 2.4.2. Kalsiyum Sülfat Sement..... | 16 |
| 2.4.3. Cam İyonomer Sement..... | 17 |
| 2.4.4. Kompozit Rezin Sement..... | 17 |
| 2.4.5. Polimetilmetakrilat Kemik Sementi..... | 18 |
| 2.4.5.1. Tarihçesi..... | 20 |
| 2.4.5.2. Pmma Bileşenleri..... | 21 |
| 2.4.5.3. Antibiyotik İçeren Kemik Sementi..... | 22 |
| 2.4.5.6. Kullanımı ve Hazırlanması..... | 23 |
| 2.4.5.7. Uygulama Metodu..... | 24 |
| 2.4.5.8. Kemik Yatağının Hazırlanması..... | 26 |
| 2.4.5.9. Uyarılar ve Yan Etkiler..... | 27 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM..... | 29 |

| | |
|------------------|----|
| 4. BULGULAR..... | 33 |
| 5. TARTIŞMA..... | 38 |
| 6. SONUÇ..... | 47 |
| KAYNAKLAR | 48 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 62 |



TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Polimetilmetakrilat (PMMA) bileşenleri

Tablo 4.1. Deney ve kontrol gruplarının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri

Tablo 4.2. Deney ve kontrol gruplarının aralık, orta değer, değişim ve sigma değerleri

Tablo 4.3. Deney grubundaki örneklerin direnç gösterdiği maksimum kuvvetlerin tek tek gösterilmesi

Tablo 4.4. Kontrol grubundaki örneklerin direnç gösterdiği maksimum kuvvetlerin tek tek gösterilmesi

Tablo 4.5. Grupların direnç gösterdiği kuvvetlerin istatistiksel ortalaması

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Brown ve arkadaşlarının yaptığı segmental defekt sınıflaması

Şekil 2.2. Marjinal rezeksiyon

Şekil 2.3. Kemik sementinin manuel olarak hazırlanması

Şekil 3.1. Kesi hatlarının model üzerinde sabit kalemle çizilerek belirlenmesi

Şekil 3.2. Kemik kesisi yapılan model

Şekil 3.3. Deney grubundaki örneklere kuvvet uygulanması

Şekil 3.4. Kontrol grubundaki örneklere kuvvet uygulanması

Şekil 4.1. Deney grubundaki örneklerde oluşan fraktür hattı

Şekil 4.2. Kontrol grubundaki örneklerde oluşan fraktür hattı

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

PMMA : Polimetilmetakrilat

mm : Milimetre

N : Newton

cm : Santimetre

TDDO : Transport disk distraksiyon osteogenezis

CPC : Kalsiyum fosfat sement

CSC : Kalsiyum sülfat sement

HA : Hidroksiapatit

CRC : Kompozit rezin sement

Mpa : Megapascal

°C : Derece celcius

MMA : Metil metakrilat

µg : Mikrogram

ml : Mililitre

β -TCP : Beta trikalsiyum fosfat

ÖZET

Alla Ş. Deneysel Olarak Oluşturulan Mandibular Defektlere Yerleştirilen Polimetilmetakrilat Kemik Sementinin Kemikle Olan Bağlantısının Mekanik Kuvvetler Altında Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ABD. Uzmanlık Tezi. İstanbul. 2017.

Travmalar, tümöral veya kistik oluşumların cerrahi rezeksiyonu veya osteomyelit gibi nekrotizan özelliği olan enfeksiyöz hastalıklar sonucu oluşan büyük mandibular defektler konuşma, çiğneme, yutma ve estetik açıdan kaçınılmaz problemlere yol açarlar. Vaskülarize ve vaskülarize olmayan kemik greftleri mandibular defektlerin rekonstrüksiyonunda başarıyla kullanılsa da, yüksek komplikasyon oranı kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Bu nedenle mandibular rekonstrüksiyon için yeni ve etkili tekniklerin geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Bu çalışmayla deneysel olarak oluşturulan mandibular defektlere yerleştirilen polimetilmetakrilat (pmma) kemik sementinin vertikal kuvvetler altındaki dayanımının ve kemikle bağlantısının ölçülmesi amaçlanmıştır. Bu çalışma için 10 adet koyun alt çenesinin yumuşak dokuları temizlenerek kemik yüzeyleri açığa çıkarılmıştır. Her bir koyun çenesi simfiz bölgesinden ikiye bölünerek 20 adet yarım çene elde edilmiştir. Her yarım çeneye marjinal rezeksiyon uygulanmıştır. Deney grubundaki çenelerde oluşturulan defektler pmma kemik sementi ile restore edilmiştir. Polimerizasyonun tamamlanmasından 24 saat sonra kontrol ve deney grubundaki örneklere servohidrolik test cihazında, vertikal yönde 0 Newton'dan başlayarak aşamalı olarak artan kuvvetler uygulanmıştır. Materyalin kemikten ayrılmasına veya kemikte fraktür oluşmasına neden olan kuvvet miktarı bilgisayarda özel bir program tarafından ölçülerek kaydedilmiştir. Çalışma sonucunda pmma uygulanan çenelerin daha yüksek kuvvetlere direnç gösterdiği kontrol grubundaki çenelerde ise daha düşük kuvvetler altında fraktür oluştuğu görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Polimetilmetakrilat, kemik sementi, mandibular rekonstrüksiyon, mandibular defektler, marjinal rezeksiyon

ABSTRACT

Alla Ş. Evaluation of Bonding Between Bone and Polymethylmethacrylate Bone Cement Placed in Experimentally Prepared Mandibular Defects Under Mechanical Forces. Istanbul University, Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. Thesis for Speciality. Istanbul. 2017

Large mandibular defects, resulting from tumoral or cystic lesions resection or necrotizing infectious diseases like osteomyelitis, cause difficulties in speech, mastication, swallowing and aesthetics. Although, vascularized and non-vascularized bone grafts have been used successfully for reconstruction of mandibular defects, high rates of complication limited their application. Therefore, new and effective techniques for mandibular reconstruction are needed to develop. In this study, it was aimed to measure the resistance and the connection with bone of the polymethylmethacrylate (pmma) bone cement under vertical forces. For this study, the soft tissues of 10 sheep lower jaws were cleaned and bone surfaces were unclotted. Each jaw was divided into two halves from the symphysis zone to obtain 20 half jaws. Marginal resection was applied to each half of the jaw. In the experimental group, defects were restored by pmma bone cement. Twenty-four hours after completion of the polymerization, the control and test specimens were subjected to incrementally increasing forces in the vertical direction starting from 0 newton in the servohydraulic test device. The amount of force that caused the material to separate from the bone or caused fracture in the bone was measured and recorded by a special program on the computer. As a result of the study, fractures were observed under the lower forces in the jaws in the control group where pmma applied jaws showed higher resistance to higher forces.

Keywords: Polymethylmethacrylate, bone cement, mandibular reconstruction, mandibular defects, marginal resection

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tümör rezeksiyonu, enfeksiyon veya travma nedeniyle oluşan oromandibular defektlerin rekonstrüksiyonu çözümleri zor bir problemdir. Skar veya dokuların yer değiştirmesi, duyuşal değişiklikler, vestibül ve ağız tabanı derinliğinin kaybı ve kas fonksiyonlarındaki değişiklikler uygun bir protez yapılmasına engel olurlar [1]. Bu nedenle hastanın yaşam kalitesini tekrar elde edebilmesi için mandibular rekonstrüksiyon gereklidir [2]. Mikro-vaskülarize kemik greftleri [2-4] , rekonstrüksiyon plakları ve otojen kemik greftleri [2, 5] mandibular defektlerin rekonstrüksiyonu için uygulanabilecek tedavi seçenekleri arasındadır. Bu tekniklerin dezavantajları ise verici saha morbiditesi, enfeksiyon, rekonstrüksiyon plağına bağlı komplikasyonlar ve kemik greftinin başarısızlığıdır [2, 6]. Ayrıca yaşı hastalar, tümör rekürrensi görülen hastalar ve zayıf prognoza sahip hastalar vaskülarize kemik greftleri gibi karmaşık rekonstrüksiyon prosedürlerini tolere edemeyebilirler [7]. Şimdiye kadarki çalışmalar defektin canlı kemik ve dokularla onarılmasını altın standart olarak kabul etmiştir. Bu durumda da birçok öngörülemeyen komplikasyonların ortaya çıkma olasılığı artmıştır [2, 8]. Örneğin; hastaların yaşı, eşlik eden hastalıklar, lokal iyileşme potansiyeli ve kemik greftinin kaynağı gibi faktörler izlenen prosedürün sonucunu etkileyebilir [2].

Literatürde mandibular defektlerin biyomateryal ile rekonstrüksiyonunun değerlendirildiği çok az çalışma vardır. Biz bu çalışmamızda pmma kemik çimentosunun kemikle olan bağlantısını değerlendirmeyi ve vertikal yönde uygulanan kuvvetlere karşı kemiğin direncini ne kadar artırdığını görmeyi amaçladık..

Pmma kemik sementi ortopedide kalça ve diz protezlerinin kemiğe yerleştirmesinde ve vertebroplastide sıklıkla kullanılan bir biyomateryaldir. Son yıllarda kraniyofasiyal defektlerin restorasyonunda da kullanılmaya başlanmıştır fakat bu materyalin mandibulada kullanımına dair şimdiye kadar yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle biz çalışmamızda deneysel olarak oluşturduğumuz mandibular defektlere yüksek biyouyumluluğu, mekanik kuvvetlere karşı gösterdiği yüksek direnç ve kemiğe adaptasyonu nedeniyle pmma kemik sementi yerleştirdik. Çalışmamızda çenelere marjinal rezeksiyon uygulanmıştır. Bunun nedeni ise marjinal rezeksiyonun oluşturduğu defektlerin üç duvarlı olması, mandibulanın devamlılığının korunması ve kalan bazal kemik ve lateral duvarların pmma'ya destek olmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Çene-yüz defektlerinin sınıflandırılması

Stomatognatik yapıların veya ilgili fasiyal komponentlerin eksiklik veya bozukluklarına çene-yüz defekti adı verilir. Çene-yüz defektleri doğumsal, gelişimsel ve kazanılmış olmak üzere 3 sınıfa ayrılır [9-12].

2.1.1. Doğumsal defektler

- Dudak-damak yarıkları
- Kraniofasial yarıklar

2.1.2. Gelişimsel defektler

Çene-yüz yapılarının gelişiminden sorumlu büyüme merkezlerinin travma, geçirilmiş bir ameliyat veya radyoterapi gibi etkenlere maruz kalmaları sonucunda büyüme ve gelişimin bozulması veya durmasıyla meydana gelen defektlerdir.

2.1.3. Edinsel (kazanılmış) defektler

Edinsel defektlerin sebepleri arasında travmalar (ateşli silah yaralanmaları, trafik kazaları vs.), tümöral veya kistik oluşumların cerrahi rezeksiyonu ve nekrotizan özelliği olan enfeksiyöz hastalıklar (osteomyelit, sifiliz) yer alır.

Kazanılmış defektler 3 grupta incelenebilir:

2.1.3.1. Ağız içi defektler

- Üst çene defektleri:
 - Sınıf 1: Tek taraflı anterior defektler
 - Sınıf 2: Tek taraflı posterior defektler
 - Sınıf 3: Sert damak orta hat bölgesi defektleri
 - Sınıf 4: Çift taraflı anterior veya tek taraflı posterior defektler
 - Sınıf 5: Çift taraflı posterior defektler
 - Sınıf 6: Çift taraflı anterior defektler
- Alt çene defektleri:
 - Defektin tipine göre
 - a) Marjinal defektler

- b) Segmental defektler
 - Anatomik bölgeye göre
 - a) Alveol kret defektleri
 - b) Ramus ve kondil defektleri
 - c) Tek taraflı korpus, ramus ve kondil defektleri

2.1.3.2. Ağız dışı defektler

- Auriküler defektler
- Nazal defektler
- Orbital defektler

2.1.3.3. Kombine defektler

- Nazomaksiller defektler
- Orbitonazal defektler
- Orbitonazomaksiller defektler

Özellikle kazanılmış çene-yüz defektlerinin hastalar üzerindeki yıkıcı etkileri oldukça yüksek düzeylerde olmaktadır. Üst çenede oluşan defektler sonucunda ağız ve burun boşluklarının birbirine açılması veya alt çenede oluşan segmental defektler sonucunda mandibulanın etkilenen tarafa doğru deviasyon yapması çiğneme, yutkunma, konuşma ve estetik gibi işlevler üzerinde ciddi yetersizliklere neden olmakla kalmayıp, hastayı psikososyal yönden de olumsuz etkilemektedir [12-15].

Mandibular defektler;

- 1) Segmental defektler
- 2) Marjinal defektler

Brown ve arkadaşları'nın yaptıkları segmental defekt sınıflamasına göre;

Sınıf 1: kanin ve kondili içermeyen lateral defektler

Sınıf 1c: kondili içeren lateral defektler

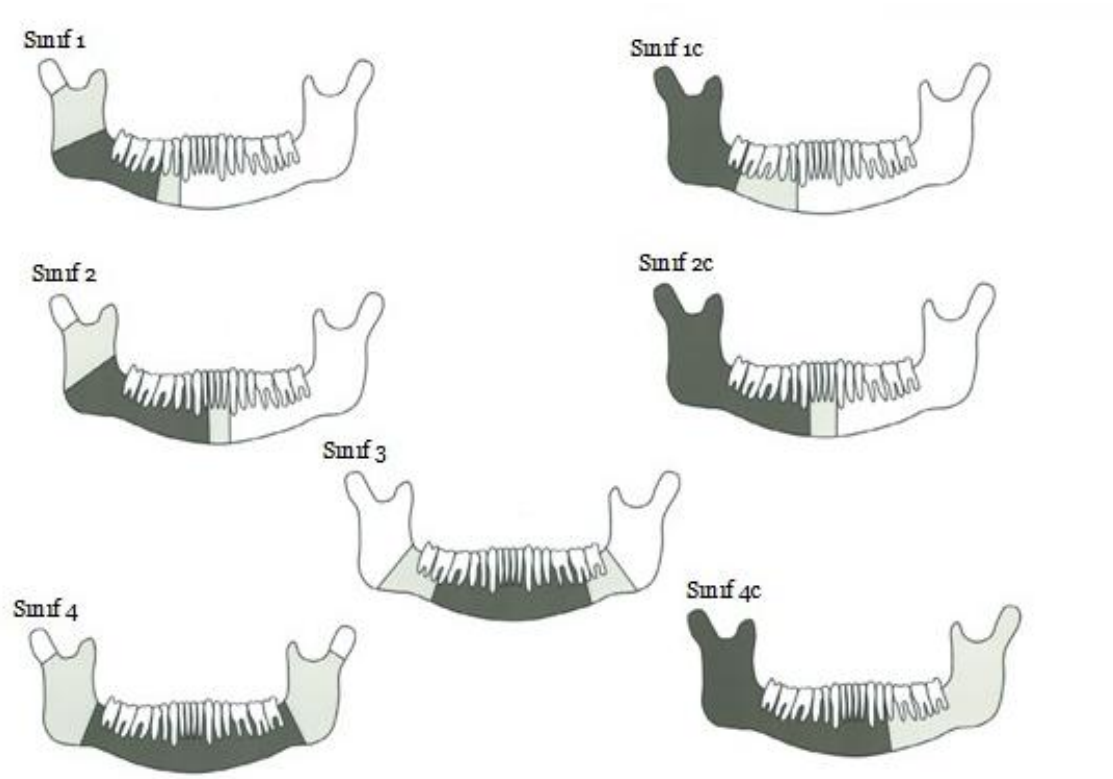
Sınıf 2: aynı taraftaki kanini içeren hemimandibulektomi

Sınıf 2c: kondili de içine alan hemimandibulektomi

Sınıf 3: her iki taraftaki kanini de içine alan anterior defektler

Sınıf 4: iki taraflı angulusa uzanan geniş defektler

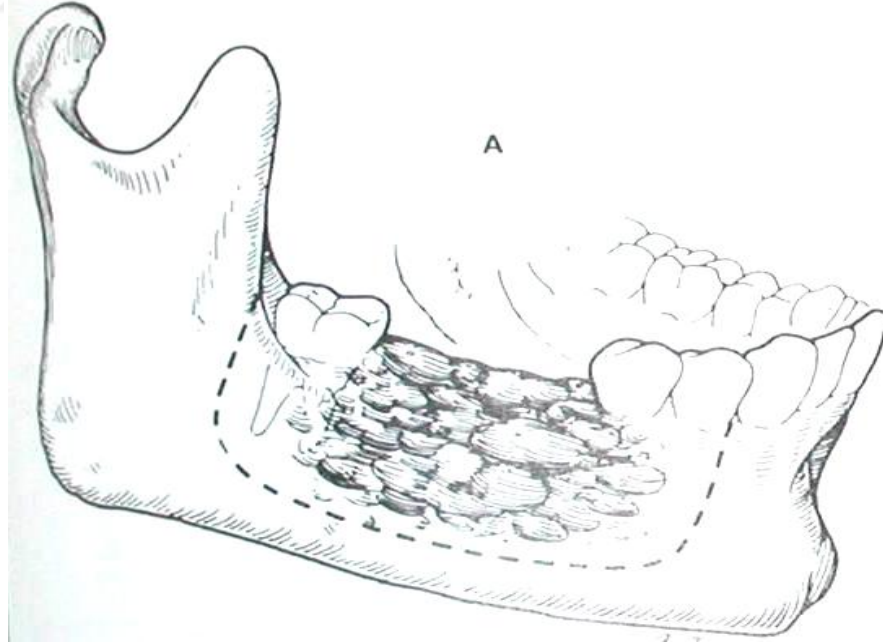
Sınıf 4c: her iki taraftaki kaninleri içine alan angulus ve kondili de içeren geniş defektler (Şekil 2.1) [16].



Şekil 2.1: Brown ve arkadaşlarının yaptığı segmental defekt sınıflaması

2.2. Marjinal rezeksiyon

Mandibulanın marjinal rezeksiyonu ilk olarak 1953 yılında Greer tarafından ağız tabanı kanseri olan bir hastada rapor edilmiştir [17]. Daha sonra özellikle alt çene kanserlerinin erken safhasında sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Byers ve arkadaşları 1981 yılında erken dönem gingival karsinoma olan hastalarda marjinal rezeksiyonun iyi klinik sonuçları olduğunu bildirmişlerdir. Marjinal rezeksiyon günümüzde mandibulanın alt sınırı korunduğu için klinik ve estetik açıdan tatminkar sonuçlara sahip bir prosedür olarak düşünülmektedir [18-20]. Ancak marjinal rezeksiyon sonrası postoperatif kırık riskinin yükseldiği bildirilmiştir [17, 18]. Murakami ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 10 mm den daha fazla kemik kalınlığı olan olgularda kırık oluşma riskinin azaldığını tespit etmişlerdir [18, 21]. Barttelbort ve arkadaşlarının yaptığı çalışma da bu sonuçları desteklemektedir [18, 22]. Michi ve arkadaşları ise yaptıkları bir çalışmada marjinal rezeksiyon yapılan hastalarda operasyon sonrası kalan kemik miktarının 3 mm'den daha az ve kalan diş sayısının 20 den daha fazla olduğu durumlarda mandibulanın kemik transplantasyonu veya plaklarla desteklenmesi gerektiğini belirtmişlerdir [18].



Şekil 2.2 : Marjinal rezeksiyon

2.3. Mandibular rekonstrüksiyon

Mandibular devamlılığı olan defektlerin ideal rekonstrüksiyonunda amaç;

- Kayıp parçanın anatomik şeklinin ve yüksekliğinin rekonstrüksiyonunu sağlamak,
- Kaybedilen dişlerin yerine yenilerinin yapılmasına izin vermek,
- Mandibulanın normal fonksiyonel hareketleri sırasında kuvvetlere karşı direnç sağlamak,
- Sağlıklı mandibulaya benzer fraktür eşiği elde etmek,
- Erken dönemde çiğneme fonksiyonunun tekrar kazanılmasını sağlamak,
- Dudak ve dilin normal duyusunu elde etmek,
- Basit, esnek, maliyeti düşük ve tekrarlayan yüklemelere karşı direnç gösterebilecek özelliklere sahip bir rekonstrüksiyon materyali kullanmaktır [23].

Restore edilmeyen mandibular defektler;

- Kontraksiyon ve skar oluşumuna,
- Kalan mandibulanın deformasyonuna,
- Beslenme problemlerine yol açabilir [24].

Mandibulanın rekonstrüksiyonu için kullanılan yöntemler arasından en uygun olanı seçilirken;

- Rezeksiyonun büyüklüğü
- Hastanın yaşı
- Hastanın genel sağlık durumu
- Kalan diş sayısı gibi faktörler göz önünde bulundurulur [7].

Mandibulanın rekonstrüksiyonu için kullanılan yöntemler arasında en yaygın olanları;

- Serbest kemik greftleri

- Pediküllü kemik greftleri
- Partiküllü kansellöz kemik iliği greftleri
- Vaskülarize serbest kemik greftleri
- Distraksiyon osteogenezis
- Rekonstrüksiyon plakları'dır [23-25].

2.3.1. Serbest kemik greftleri

Mandibular defektlerin rekonstrüksiyonu ile ilgili ilk girişim 19. yy başlarında Alman araştırmacılar öncülüğünde gerçekleştirilmiştir. Sykoff ilk serbest kemik grefti transplantasyonunu yapan cerrah olarak bilinir. Bir defekti restore etmek için mandibulanın karşıt arkından elde ettiği 4 cm uzunluğundaki horizontal parçayı greft olarak kullanmıştır [26]. Bunu kosta ve tibiayı verici saha olarak kullanan araştırmacılar takip etmiştir [4].

Günümüzde birçok cerrah kortiko-kansellöz blok grefti elde etmek için iliak kretten faydalanmaktadır. Bu greftlerin başarısı transplante edilen kemiğin fiksasyonuna bağlıdır çünkü greftin canlılığını sürdürebilmesi büyük oranda alıcı sahadan revaskülarize olmasına bağlıdır. Herhangi bir mikro hareket greftin canlılığını tehlikeye atar.

Serbest kemik greftleri 5 cm'den büyük olmayan defektlerde başarıyla kullanılmakla birlikte 5 cm'den büyük defektlerde ve yumuşak doku defekti olan hastalarda iyileşme garanti edilemez. Ayrıca donör saha morbiditesi riski vardır [4]. Bunların yanında greftin zamanla rezorbsiyona uğrama olasılığı vardır ve bu nedenle implant ile restorasyon düşünülen olgularda yerterli kemik yüksekliği her zaman sağlanamayabilir.

Vivek ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada mandibulada santral dev hücreli lezyonu olan bir hastaya marjinal rezeksiyon uygulamışlar ve oluşan defekti iliak kemikten aldıkları greft ve rekonstrüksiyon plağı ile restore etmişlerdir. Fakat yapılan takiplerde iliak kemiğin büyük oranda rezorbe olduğu ve implant yerleştirilmesi için yeterli yüksekliğe sahip olmadığı görülmüş, bu nedenle kemik yüksekliğinin vertikal distraksiyon osteogenezis ile artırılmasına karar verilmiştir [27].

2.3.2. Pediküllü kemik greftleri

Pediküllü kemik greftleri ilk olarak Alman cerrahlar tarafından tanıtılmıştır. Klapp and Schröder' e göre, ilk pediküllü kemik grefti 1891 yılında Bardenheuer tarafından frontal kemikten mandibulaya transplante edilmiştir [4, 28]. Rydygier ve Wöfler 1892 yılında pediküllü klavikulayı mandibulayı restore etmek için kullanmışlardır [4].

Bu konuyla ilgili büyük atılım 1968 yılında Hueston ve McConchie tarafından pektoralis majör flebinin tanıtılmasıyla yapılmıştır [29]. Pediküllü kosta greftinden ilk bahseden araştırmacılar ise Cuono ve Ariyan'dır [4, 30].

Diğer bir kas flebi sternokleidomastoid kası içeren kemik greftidir. Bu tekniği ilk ortaya atan, klavikulanın medial parçasını kullanan Conley'dir [4, 31].

Pediküllü kemik greftleri mandibular rekonstrüksiyon için sıklıkla kullanılsa da bazı dezavantajları vardır. Elde edilen kemik, özellikle de kosta, çok incedir ve implant destekli protez planlanan hastalar için uygun değildir. Sternokleidomastoid kasa ulaşım her zaman kolay değildir veya pedikül olarak kullanmak için yeterli vaskülariteye sahip değildir. Bu teknikler serbest fleplerle kıyaslandığında hastalar tarafından estetik olarak her zaman kabul edilebilir değildir [4].

2.3.3. Partiküllü kansellöz kemik iliği greftleri

1944'te Mowlem kansellöz kemik iliği greftlerinin üstün osteojenik potansiyelini tespit etmiştir [4, 32].

Bu greftlerin avantajları;

- Yeterli yükseklikte anatomik mandibular rekonstrüksiyon
- Simetrik ark formu ve genişliği
- Dental implantlar için yeterli kemik desteği

Dezavantajları;

- Graftin remodeling süresince rezorbe olması

-Graftin kaybedilmesine neden olan enfeksiyon ve yara dehisensi [4].

2.3.4. Mikrovasküler serbest flepler

McKee 1971 yılında mandibulanın rekonstrüksiyonu için mikrovasküler serbest kosta greftinin kullanımından ilk bahseden araştırmacıdır [4, 33]. 1970'lerin sonlarında Salibien ve arkadaşları [34], Bell ve Barron [35] ve O'Brien ve arkadaşları [36], mandibulanın rekonstrüksiyonu için serbest dorsal ayak flebinden elde edilen vaskülarize metatarsus greftini ilk uygulayan araştırmacılarıdır [4].

Kosta ve metatarsus serbest flebi ciddi donör saha morbiditesiyle ilişkilidir. Kemik incedir ve yeniden şekillendirmeye uygun değildir. Günümüzde mandibular rekonstrüksiyon için en fazla kullanılan serbest flepler radyal önkol, skapula, iliak kret ve fibuladır. Her donör saha, elde edilen kemik ve yumuşak doku kalitesi ve miktarı, vasküler pedikülün kalitesi, yeniden şekillendirme ve implant yerleştirilmesine uygunluğu açısından farklılık gösterir.

Radyal önkol flebi ilk defa Yang ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir [4, 37]. Flep, radyal arter, eşlik eden venler ve subkutanöz önkol venlerini içerir. 1983'te Soutar ve arkadaşları radyal kemiği içeren radyal önkol flebinin mandibular segmentlerin yerine yerleştirilmesinde kullanımından bahsetmişlerdir [4, 38]. Radyal önkol flebi ile yaklaşık 10-12 cm kemik elde edilebilir. Bu tekniğin dezavantajları ise;

-Radyus fraktürü (%15-%25) [39],

-Transplante edilen kemiğin ince olması ve mandibulanın şekline adapte etmek için yapılan osteotomilere uygun olmaması,

-Yüksekliğinin implant yerleştirilmesine uygun olmaması'dır.

Gilbert ve Teot, 1982 yılında sirkumfleks skapular arter ve veni içeren serbest skapular flebi tanıtmışlardır [4, 40]. Teot ve arkadaşları 1 hastada mandibular rekonstrüksiyon için osteokutanöz skapular flebi kullanmışlardır [4, 41]. Bu teknikle 14 cm'ye kadar kemik elde edilebilir. Kemiğe komşu olan yumuşak doku fleksibilitesi bu tekniğin diğer bir avantajıdır. Fakat verici sahanın lokalizasyonundan dolayı tümör rezeksiyonu ve flep operasyonu eş zamanlı yapılamayabilir [4].

1980'lerde iliak kretten alınan vaskülarize flepler popüler hale gelmeye başlamıştır. Taylor ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarla, derin sirkumfleks sistemin üstünlüğünü bildirmişlerdir [4, 42]. Ancak bu teknikte cilt flebinin kalın ve immobil olması intraoral rekonstrüksiyon için uygun olmadığını düşündürmüştür. Bu problemi çözmek için Urken ve arkadaşları 1989 yılında internal oblik iliak kret osteomyokutanöz flebini tanıtmışlardır [4, 43].

İliak kret serbest flebinin dezavantajları ise;

- Kısa vasküler pediküldür bu durum da osteotomi için kullanımını sınırlandırır,
- Hastaların operasyon sonrası ayağa kalkması gecikebilir,
- Kalıcı yürüyüş bozukluğu ortaya çıkabilir,
- Bikortikal kemik çıkarılması önemli verici saha morbiditesine yol açabilir,
- Abdomende herniasyon oluşabilir [4, 44].

1975 yılında Taylor ve arkadaşları alt ekstremitenin rekonstrüksiyonu için serbest fibula flebinin kullanımından bahsetmişlerdir [4, 45]. Hidalgo 1989 yılında serbest fibula flebini mandibular rekonstrüksiyon için kullanmıştır [4, 46]. Fibula günümüzde mandibular rekonstrüksiyon için en çok kullanılan serbest fleptir.

Avantajları;

- Flep, peroneal arter ve ilişkili venleri içerir,
- Pedikül rekonstrüksiyon için yeterli uzunluk ve çapa sahiptir,
- Kanlanması hem intraosseöz hem de segmental olduğu için multiple osteotomi yapılmasına izin verir,
- 30 cm'ye kadar kemik elde edilebilir.

Dezavantajları;

- Kemik yapısının ince kortikal kemik ile çevrili geniş medullaya sahip olması,

-Kemik yüksekliğinin, özellikle oklüzal rehabilitasyon için implant planlanan hastalarda yetersiz kalması problem olabilir,

-Verici saha morbiditesi göreceli olarak hafiftir fakat daha önceden mevcut olan periferel vasküler hastalık bu flebin kullanımını engeller.

Van Gemert ve arkadaşları mandibular defekti olan 83 hastada yaptıkları çalışmada defektin rekonstrüksiyonu için;

- 46 hastaya fibular flep
- 22 hastaya iliak flep
- 15 hastaya ise radyal ön kol flebi uygulamışlardır.

Ortalama 36 aylık takip sonucu postoperatif 1. yılda 24 hastada majör alıcı saha komplikasyonu bildirilmiştir. Bu hastalardan 11 tanesine cerrahi müdahale gerekmiştir. Postoperatif 2. yılda ise 8 hastada daha majör alıcı saha komplikasyonları ile karşılaşmıştır [47].

Özetle yüksek kemik iyileşmesine sahip olmalarının yanında birçok avantaja sahip mikrovasküler serbest fleplerin ;

-Cerrahi ekibin mikrocerrahi eğitiminin olması gerekliliği,

-İşlemin yapılacağı merkezin gerekli ekipmanlara sahip olması,

-Verici saha morbiditesi,

-Graft rezorbsiyonu,

-Yeterli miktarda kemik elde edilememesi,

-İliak kemikten alındığında kontur deformitesi,

-Fibuladan alındığında bacakta fonksiyon kaybı,

-Hastanın ikinci bir operasyon sahasını kabul etmemesi,

-Operasyon süresinin uzun olması gibi kullanımlarını kısıtlayan bazı dezavantajları vardır [4, 48].

Ayrıca primer hastalık ve diğer medikal sorunlardan dolayı sağlık durumu baskılanmış veya yaşlı hastalarda bu komplikasyonlar ciddi problemlere yol açabilmektedir [4].

Son yıllarda, mandibulanın rekonstrüksiyonu için bazı yeni teknikler geliştirilmiştir. Bu tekniklerin amacı, verici sahadan kemik elde edilmesi ihtiyacını ortadan kaldırmaktır. Bu teknikler arasında transport disk distraksiyon osteogenezisi (TDDO) ve modüler endoprotezler vardır [4].

2.3.5. Transport disk distraksiyon osteogenezis (TDDO)

Distraksiyon osteogenezis, iki kemik yüzeyi arasındaki distraksiyon aletinin aşamalı olarak açılmasıyla yeni kemik oluşumunu sağlayan bir prosedürdür. İlk defa 1904 yılında Codivilla tarafından tanımlanmıştır [4, 49].

Snyder ve arkadaşları bu tekniği 1973 yılında köpek mandibulasında uygulamışlardır [4, 50]. Mandibulanın genişletilmesiyle ilgili ilk klinik uygulamalar ise 1992 yılında McCarthy tarafından bildirilmiştir [4, 51].

TDDO, mandibulanın rekonstrüksiyonu için kullanılan yeni bir tekniktir. Bu uygulamanın temeli ilk olarak İlizarov tarafından köpek tibialarında uygulanan transvers distraksiyon osteogenezisine dayanmaktadır [52, 53]. Bu teknikte defekte komşu olan bir kemik segmenti kesilir ve mekanik bir aygıt vasıtasıyla aşamalı olarak defektin diğer tarafına hareket ettirilir. İki kemik segmenti arasındaki boşluk yeni kemik tarafından doldurulur.

TDDO, mandibular rekonstrüksiyon için cazip bir seçenektir çünkü verici sahadan kemik elde edilmesi ihtiyacını ortadan kaldırır. Şablon olarak sağlıklı mandibulanın kullanılması konvansiyonel kemik greftleme tekniklerinin dezavantajlarının üstesinden gelir [4, 54-56]. Donör sahaya ihtiyaç duyulmadığı için daha az invazivdir ve bu nedenle cerrahi travma riski daha azdır [56]. Yeni oluşan kemiğe implant yerleştirmek mümkündür.

Kondoh ve arkadaşları mandibulada benign sementoblastoma tanılı 22 yaşındaki bir hastada lezyonun eksizyonu için marjinal mandibulektomi uygulamışlardır. Aynı operasyonda mandibulaya bir distraksiyon aygıtı yerleştirmişlerdir ve 4 aylık konsolidasyon periyodundan sonra aygıtı çıkarmışlardır. 1 yıl sonra ise bölgeyi implant ile restore etmişlerdir [52].

Bu teknik, uzun süreli ve daha agresif cerrahiye uygun olmayan, sistemik olarak sağlıklı olan hastalarda ve donör sahadaki kemik büyümesinin olumsuz etkileneceği genç bireylerde uygulanabilir [56].

Fakat TDDO ile mandibular simfiz defektlerinin rejenerasyonu, bölgedeki kemiğin eğimli olması nedeniyle zordur. Radyoterapi alan hastalarda güvenli değildir. Pahalı bir yöntemdir ve uzun süreli bir tedavi olduğu için yüksek hasta uyumuna ihtiyaç vardır [4].

2.3.6. Modüler endoprotezler

Endoprotez uzun kemiklerde hastalıklı kemiğin yerini alan ve kalan sağlıklı kemiğin medüller boşluğuna kemik sementi ile fikse edilen metalik bir alettir. Modüler endoprotezlerin kullanımından ilk bahseden araştırmacılar Tideman ve Lee'dir. Macaca maymunlarında yaptıkları bir çalışmada mandibulanın rekonstrüksiyonu için modüler endoprotezleri kullanmışlardır [4, 57]. Prensipte olarak, mandibula endoprotez için uygundur çünkü kemik iliği boşluğuna sahiptir. Endoprotezdeki boşluklara vidalanan implantlar sayesinde oklüzal rehabilitasyon elde edilebilir. Ancak bu prosedürle ilgili yapılmış yeterli klinik çalışma bulunmamaktadır [4].

2.3.7. Rekonstrüksiyon Plakları

Kemik grefti kullanılmadan mandibulanın konturlarının devamlılığını sürdürmek için kullanılan rekonstrüksiyon plakları, genellikle genel sağlık durumu iyi olmayan veya ileri evre kanser hastalarında uygulanmaktadır. Fakat rekonstrüksiyon plaklarının kullanımına bağlı ortaya çıkan bazı komplikasyonlar vardır [23]. Bunlar;

- Osteosentez vidalarının gevşemesi,
- Tatmin etmeyen fasiyal kontür,
- Sadece kemik devamlılığının sağlanması,
- Plağın kırılması,
- İntraoral veya ekstraoral plak ekspozisyonu,
- Enfeksiyon'dur [4, 24].

Bu komplikasyonlar arasında en sık görüleni ise plak ekspozisyonudur.

Kammerer ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, segmental mandibulektomi yapılan 162 hastaya rekonstrüksiyon plağı uygulamışlardır. Ortalama 12.9 aylık takipler sonucu 46 hastada plakla ilişkili komplikasyonlar ortaya çıkmış ve bunlardan 45 tanesinde plağın çıkarılması gerekmiştir. Bu komplikasyonlardan 8'i plak kırılması, 7'si vida gevşemesi, 12'si intraoral olmak üzere 19 fistül formasyonu ile birlikte plak ekspozisyonudur. Bu çalışmada plakla ilişkili komplikasyon oranı %28 olarak bildirilmiştir [58].

Mandibulanın rekonstrüksiyonu için kullanılan rekonstrüksiyon plaklarının ekspoze olmasında bazı faktörlerin rol oynadığı düşünülmektedir [24].

- 1) Plağın altında kalan ölü boşluk, plağın ekspoze olmasına yol açabilir. Rekonstrüksiyon plağına komşu olan yumuşak dokular boşluğa doğru göç eder ve iyileşme süresi boyunca plağın yüzeyini kaplar. Bu durum da yara alanında skar oluşumuyla sonuçlanır.
- 2) Eğer plağın üzerindeki yumuşak doku ince olursa, fiziksel irritasyona bağlı olarak plak ekspoze olabilir.
- 3) Plağın üzerini örten yumuşak dokunun şekli ile plağın şekli arasında dengesizlik olması durumunda plağın çıkıntılı bölgesi yumuşak dokuya baskı yapar ve bu durum da plağın ekspoze olmasına neden olur.
- 4) Mandibular rezeksiyonun büyüklüğü ve lokalizasyonu [23, 24]
- 5) Rekonstrüksiyon plağı ile çevreleyen yumuşak dokular arasındaki yer değiştirmeye bağlı oluşan ölü boşluk hematoma oluşumuna, plak kontaminasyonuna ve plak ekspozisyonuna neden olabilir.
- 6) Okura ve arkadaşları preoperatif radyoterapi alan hastalarda plak ekspozisyonunun daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir [59].
- 7) Plağı çevreleyen yumuşak dokuların nekrozu, plak kontaminasyonu ve ekspozisyonuyla direkt ilişkilidir. Bu nedenle özellikle rezeksiyon sonrası iskemik dokular aşındırılmalı veya uzaklaştırılmalıdır.
- 8) Metal alerjisi [24]
- 9) Defektin orta hattın karşısına geçmesi [23]

2.4. Alloplastik materyaller

Yukarıda bahsedilen rekonstrüksiyon yöntemlerinin dezavantajları araştırmacıları mandibular defektlerin rekonstrüksiyonu için alternatif yöntemler aramaya yönlendirmiştir. Son yıllarda kraniyofasiyal defektlerin rekonstrüksiyonunda alloplastik materyallerin kullanımıyla ilgili yapılmış bazı çalışmalar vardır [60-65].

Alloplastik materyallerin avantajları;

-Kolay elde edilebilmesi,

-Kolay hazırlanması ve çalışılması,

-Kabul edilebilir estetik sonuçlardır [61, 62, 64, 66].

En fazla kullanılan alloplastik materyaller hidroksiapatit sement, hidroksiapatit blokları, hidroksiapatit granülleri, kalsiyum fosfat kemik sementi, titanyum mesh, yüksek densiteli pöröz polietilen implantlar, biyoaktif cam iyonomer implantlar, polieterketon ve polimetilmetakrilattır [60-62, 66].

Lye ve arkadaşları yaptıkları çalışmada bazı sement çeşitlerinin maksillofasiyal cerrahide biyomateryal olarak kullanımını değerlendirmişlerdir [67];

2.4.1. Kalsiyum fosfat sement

Kalsiyum fosfat sement (CPC) çeşitli kalsiyum fosfat tozlarından oluşan bir karışımdır [67, 68]. Orijinal CPC formülasyonu Brown ve Chow tarafından geliştirilmiştir [67, 69]. CPC'nin avantajları ekzotermik reaksiyonun yavaş olması ve polimerizasyon büzülmesinin olmamasıdır. Buna ilave olarak yapısı kemiğe benzer ve mükemmel biyouyumluluğa sahiptir. Kalsiyum ve fosfat iyonlarının salınımına bağlı olarak osteokondüksiyonu tetikler. Yapılan çalışmalarda, implantasyon sonrası kemikteki boşluklara doğru göç ettiği ve yüzeyinde yeni kemik oluşumunun başladığı görülmüştür [67, 70]. Bazı araştırmacılar tarafından diş hekimliği, oral ve kraniyofasiyal cerrahide periodontal defektler, çene defektleri ve kraniyofasiyal defektlerde greft materyali olarak kullanıma uygun olduğu rapor edilmiştir [67, 71-74].

Tripathi ve arkadaşlarının mandibulada kistik lezyonu bulunan 37 hasta üzerinde yaptıkları bir çalışmada;

Kist enükle edildikten sonra periferik ostektomiye takiben kaviteye önce sıgır kaynaklı hidroksiapatit granülleri yerleştirilmiş, daha sonra üzerine kalsiyum fosfat kemik sementi yerleştirilerek üzeri kollajen membranla kapatılmıştır. 30 hastada 3-5 ay içerisinde iyileşme tamamlanırken, 7 hastada şiddetli ağrı, şişlik ve flepte açılmayla birlikte greft materyalinin de ekspozite olduğu görülmüştür [75].

Bu materyalin basma dayanımı kemiğe eşit veya kemikten yüksektir ancak çekme dayanımı oldukça düşüktür. Bu nedenle kraniyoplasti, fasiyal kontur onarımı ve periodontal defektler gibi yük taşımayan alanlarda kullanımları daha uygundur. Kemik fraktürlerinin stabilizasyonunda başarılı bir şekilde kullanımını savunan çalışmalar da mevcuttur [67, 76, 77]. Yapılan bir çalışmada titanyum implantları fikse etmek için kullanılan kalsiyum fosfat sementin pmma'ya göre daha iyi biyouyumluluğa sahip olduğu ve inert olan pmma'nın aksine osteokondüktif etki gösterdiği görülmüştür. Ancak, çimento olarak kullanıldığında yük taşıma kapasitesinin pmma'dan önemli derecede düşük olduğu bildirilmiştir [67, 78].

Özetle; CPC maksillofasiyal ve kraniyofasiyal cerrahide yük taşımayan alanlarda etkili bir şekilde kullanılabilir. Mekanik ve biyolojik özelliklerini artırmak için çalışmalar devam etmektedir [67].

2.4.2. Kalsiyum sülfat sement (CSC)

Bu sement, alçıtaşı veya Paris alçısı olarak da bilinir. Diş hekimliğinde yaygın bir şekilde kullanılan materyal 1961 yılında Peltier tarafından kemik grefti olarak kullanılmıştır [67, 79]. Kalsiyum sülfat sement (CSC), oluşturduğu hafif asidik ortam ve aşamalı rezorpsiyonu sayesinde anjiyogenezis ve osteogenezisi başlatırken, fibröz doku oluşumunu ise engeller [67, 80]. Sementin rezorpsiyonu çözülme yoluyla olur ve yaklaşık 2 ayda tamamlanır [67, 81]. Hayvan defektlerinde yapılan çalışmalarda, kalsiyum sülfat sementin kemik grefti olarak kullanıldığında biyouyumluluğunun oldukça yüksek olduğu ve iyileşme oranının ise otojen kemikle karşılaştırılabilir olduğu bildirilmiştir [67, 82]. Ancak, hızlı rezorbe olması ve düşük basma dayanımı klinik uygulamalarda kullanımını engelleyen dezavantajlarıdır [67, 83].

2.4.3. Cam iyonomer sement

Cam iyonomer sement, polialkenoat sement olarak da bilinir ve aslında dental restoratif materyal olarak geliştirilmiştir. Yüksek biyouyumluluğu, diş yapılarına adezyonu ve florid iyonları salınımı gibi olumlu özelliklere sahiptir. Sertleşme reaksiyonu ekzotermik değildir bu nedenle çevre dokulara termal zarar verme riskini ortadan kaldırır. Sertleşme süresince büzülme olmadığı için hacimsel değişiklik göstermez. Kemiğe ve metale kimyasal olarak bağlanır ve kemiğe implantasyondan sonra inert olan pmma'nın aksine osteokondüktif etki gösterir.

Ancak, mekanik özelliklerinden dolayı yalnızca düşük yük taşıyan alanlarda kullanılabilir. Ayrıca, yapılan in vitro çalışmalarda sertleşme ve matürasyon süresince düşük PH' a sahip olması, alüminyum ve florid salınımı nedeniyle toksisite reaksiyonlarına neden olduğu bildirilmiştir [67, 84]. Yapılan bazı çalışmalarda ise sinir fonksiyonu üzerinde istenmeyen sonuçlara neden olduğu ve bu nedenle sinir veya nöral dokuların ekspozite olduğu durumlarda kullanımının kontrendike olduğu rapor edilmiştir [67, 85, 86].

2.4.4. Kompozit rezin sement

İlk partikül doldurucu kompozit 1951 yılında Knock ve Glenn tarafından bulunmuştur [67, 87]. Kemik fiksasyonu ve yük taşıyan implantlar için ise fiberle güçlendirilmiş kompozitler geliştirilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerden yapılan kemik fiksasyon aygıtlarının kemiğe adaptasyonunun oldukça iyi olduğu ve gerekli sertlik ve dayanımı sağladığı görülmüştür [67, 88].

Bir kompozit rezin olan hidroksiapatit (HA) kompozit rezin ise, kansellöz vida fiksasyonu sırasında fraktür stabilizasyonu için pmma'ya alternatif olarak geliştirilmiştir [67, 89]. Çalışmalar HA CRC'nin yüksek basma dayanımına, minimal ekzotermik reaksiyona ve yüksek biyouyumluluğa sahip olduğunu göstermiştir [67, 89, 90]. CRC vertebroplastide kullanıldığında iyi mekanik özellikler, biyoaktivite ve sement yüzeyinde direk kemik apozisyonu gibi özellikler sergilemektedir [67, 91, 92]. Ancak sementin biyolojik bozunma ürünleri çevre doku ve organlarda uzun dönemde olumsuz etki gösterebilir. Bu etkiler özellikle CRC yük taşıyan alanlara uygulandığında, yükler ve harekete bağlı olarak sementin çözünmesindeki artışın sonucu olarak ortaya çıkabilir [67].

Son yıllarda maksillofasiyal cerrahide en çok kullanılan alloplastik materyal pmma' dır. Manipülasyonunun kolay olması, biyouyumluluğu ve mükemmel estetik ve fonksiyonel sonuçlar sağlaması gibi avantajlarından dolayı geniş defektlerde rekonstrüksiyon materyali olarak kullanılabilir [66].

2.4.5. Pmma kemik sementi

Pmma kemik sementi, ortopedi ve travma cerrahisinde implant fiksasyonu için yaygın olarak kullanılan bir materyaldir. Aslında sement yanlış bir isimlendirmedir çünkü sement kelimesi iki şeyi birbirine bağlayan bir materyali tanımlamak için kullanılır. Ancak, pmma bir harç görevi görür ve kemik-implant arasındaki boşlukta sızdırmaz bir alan oluşturarak boşluk doldurucu olarak hareket eder. Kemik sementi yapısal adeziv özelliklere sahip değildir fakat düzensiz kemik yüzeyine mekanik olarak tutunur [93].

Pmma kemik sementi ilk defa 1950'lerde John Charnley tarafından uzun bir kemiğe ortopedik bir protezi adapte etmek için kullanılmıştır [67, 94]. Charnley'in total eklem cerrahisindeki başarısından sonra pmma kemik sementi fraktür fiksasyonu, tümör cerrahisi ve perkutanöz vertebroplasti gibi başka uygulamalarda da kullanılmaya başlanmıştır. Sementin, kolay manipülasyon, düşük maliyet, iyi fiziksel özellikler ve kolay elde edilebilirlik gibi avantajları vardır [67].

Günümüzde özellikle ortopedide kalça ve diz protezlerinin fiksasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. Materyale karşı yüksek tolerans vardır ve pmma kemik sementi kullanılan semente kalça ve diz protezlerinin 15 yıllık sağ kalım oranının %90'ın üzerinde olduğu bildirilmiştir [67, 95, 96]. Pmma'nın mekanik özellikleri nedeniyle protez etrafındaki stres dağılımı ve stresin protezden kemiğe aktarılması sağlanır. Pmma gerekli mekanik özellikleri karşılayacak şekilde üretilir ve basma dayanımı 70 Mpa'nın, çekme dayanımı 50 Mpa'nın, bükme dayanımı 50 Mpa'nın ve elastisite modülü 1800 Mpa'nın üzerindedir [67, 97].

Biyolojik olarak inert ve stabil bir materyaldir. Zamanla çözünmez ve dağılmaz.

Ancak bazı dezavantajları vardır;

1) Biyoaktif değildir, bunun sonucunda da pmma ve kemik arasında fibröz doku oluşur [98].

Pmma'yı geliştirmek için 1970'lerde denenen ilk stratejiler pöröziteyi artırmak olmuştur. Kemik ve pmma'nın direk kimyasal bağlanmasını sağlayacak bir metod olmadığı için amaç yumuşak ve sert dokuların materyalin içerisine g etmesini sağlayarak pmma'nın kilitlenmesini ve ankrajını artırmaktır [99-101]. Pmma'nın pörözitesini artırmak için materyale karboksimetilsellloz ilave edilebilir [102, 103].

Pmma'nın biyoaktivitesini geliştirmek için bir diğer yöntem inert pmma'ya biyoaktif komponentlerin ilave edilmesidir. Kemik, cam ve hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat gibi komponentler bu amaçla üzerinde çalışılmış materyallerdir [67, 104-107]. Bunların hepsi kemiğe direk bağlanan osteokondüktif materyallerdir. Bu materyaller kemik-sement bağlantısını güçlendirerek ara yüzde fibrotik doku oluşumunu azaltmaya yardımcı olurlar [2].

2) Yüksek polimerizasyon ısısı nedeniyle termal nekroz olasılığı vardır [108, 109]. Ancak Lye ve arkadaşları tavşan mandibulalarında yapmış oldukları bir çalışmada pmma yerleştirilen defektlerdeki sıcaklık artışının en yüksek 37.8°C olduğunu bildirmişlerdir [2].

Meyer ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmalar sonucu sementin ısısının yükselmesinin sebeplerinin;

-Kalın sement tabakası

-Yüksek evre ısısı

-Monomer / polimer oranının yüksek olması olduğunu göstermişlerdir [110, 111].

Sıcaklık 56°C'nin üzerine çıktığında kollajen denatürasyonu gerçekleştiği için bazı araştırmacılar bu sıcaklık artışının kemiğe termal zarar verme riski olduğunu düşünmektedir [108, 109, 111].

Ancak Khn ve arkadaşları yaptıkları in vivo çalışmalarda sıcaklık artışının daha düşük olduğunu göstermişlerdir [97]. Reckling ve Dillan 1977'de yaptıkları çalışmada kemik-sement arayüzünde sıcaklık artışının 3 ile 17 derece arasında olduğunu, en yüksek sıcaklığın ise 48°C olduğunu göstermişlerdir. Bu durumun lokal doku kanlanmasına, metalin etkisine, arayüzde geniş temas yüzeyine ve sementin zayıf termal iletkenliğine bağlı olduğu düşünülmüştür [112].

Harving, Soballe ve Bunger ise yaptıkları in vitro çalışmada sıcaklığın 56°C'ye kadar yükseldiğini bulmuşlar ancak bu sıcaklığın sadece 2-3 dakika sürdüğünü tespit etmişlerdir [113].

Linder ise yaptığı hayvan çalışmalarında sıcaklık artışına bağlı herhangi bir yan etki görülmediğini belirtmiştir [114].

3) Rezidüel monomer ve N,N-dimetil-p-toluidin salınımına bağlı olarak kimyasal nekroz ve doku toksisitesi olasılığı vardır [115]. Ancak yapılan bir çalışmada monomer toksisitesinin 4 saat içinde ortadan kalktığı bildirilmiştir [61]. Başka bir çalışmada ise cerrahi rekonstrüksiyonu takip eden 48-78 ay içinde pmma'ya bağlı toksisite oluşmadığı görülmüştür [116].

Henrichsen ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada; denek olarak kullanılan 40 adet domuzun femur başının artiküler kırıkta olduğu çıkarılarak yerine pmma kemik sementi yerleştirilmiştir. 2 ay sonra hayvanlar sakrifiye edilerek kemikler klinik, radyolojik ve histopatolojik olarak incelenmiş ve akriliğe karşı herhangi bir toksik reaksiyon oluşmadığı görülmüştür. Akriliğin kemik dokusuna fikse olduğu, histolojik incelemede osteitis bulgusu olmadığı ve akriliğin çevresinde kemik dokusu oluşumunun başladığı görülmüştür [117].

Elmaraghy ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kalça artroplastisi sonrası femoral venöz kanda metil metakrilat monomeri olmasının yağ embolisi veya pulmoner hemodinamik değişikliklere neden olmadığını göstermişlerdir [118].

Geçmişte kemik sementinin likit monomeri olan metil metakrilatın karsinojenik olduğuna inanılırdı. Ancak yapılan çeşitli çalışmalar arasındaki tutarsızlık ve doza bağlı yanıt olmayışı, metil metakrilatın normal kullanım koşullarında insanlarda karsinojenik olmadığı sonucuna varılmasını sağlamıştır [119, 120].

2.4.5.1. Tarihçesi

Themistokles Gluck 1870 yılında fildişinden yapılma bir total diz protezini alçı ve reçineden yapılan bir sement kullanarak yerleştirmiştir [93, 121]. Kemik sementinin fiziksel özellikleri ve kullanımı üzerinde kapsamlı çalışmalar yapan Otto Rohm ve Kulzer bu işin ilk öncülerindendir. Tersiyer aromatik amin gibi bir başlatıcı varlığında oda sıcaklığında metil metakrilatın polimerizasyon mekanizmasını tanımlayan Degussa ve Kulzer (1943) pmma kemik sementinin modern çağını başlatmışlardır [93, 122].

Kemik sementi ortopedide ilk defa ünlü İngiliz cerrah John Charnley tarafından total kalça artroplastisinde kullanılmıştır [93, 123]. Metal femoral protezi femoral boşluğa oturtmak için soğuk polimerize olan akrilik kullanmıştır. Bu ortopedik cerrahi prosedürler için önemli bir dönüm noktası olmuştur. Ayrıca, Charnley pmma'nın medullar kanalı kolay bir şekilde doldurabildiğini ve kemik morfolojisine kolayca uyum sağladığını da ilk vurgulayan araştırmacıdır.

1970'lerde Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA), kemik sementinin diz ve kalça protezlerinin yerleştirilmesinde kullanımını onaylamıştır [93, 124].

2.4.5.2. PMMA bileşenleri

| Sıvı komponent | Toz komponent |
|------------------------|----------------------|
| Metil metakrilat | Polimetil metakrilat |
| N-N dimetil-p-toluidin | Baryum sülfat |
| Hidrokinon | Benzoil peroksit |
| | Antibiyotik |

Tablo 2.1: Pmma bileşenleri

Pmma, bir likit metakrilat monomer ve güçlendirilmiş MMA-stiren ko-polimerden oluşan iki steril komponentin karıştırılmasıyla ortaya çıkan bir akrilik polimerdir [93, 125]. İki komponent karıştırıldığı zaman likit monomer, sertleşmiş pmma'yı oluşturmak üzere pre-polimerize toz partiküllerinin çevresinde polimerize olur. Bu süreçte ekzotermik reaksiyona bağlı olarak ısı açığa çıkar.

Pmma, çeşitli katkı maddelerinin eklenmesiyle birlikte, bir dizi fiziksel ve kimyasal özellikleri olan bir karışım haline gelir [93, 121]. Düşük veya yüksek ısılarla maruz kalmak likit komponentin erken polimerizasyonuna yol açabilir. Bu nedenle erken polimerizasyonu önlemek için stabilize edici veya inhibe edici olarak hidrokinon ilave edilir. Oda sıcaklığında polimer ve monomerin polimerize olmasını sağlamak için tozun içerisine başlatıcı olarak di-benzoil peroksit, likidin içerisine hızlandırıcı olarak çoğunlukla N, N-dimetil p-toluidin ilave edilir.

Sementi radyopak hale getirmek için içerisinde (zirkonyum dioksit veya baryum sülfat gibi) kontrast madde eklenir. Zirkonyum dioksitin çözünürlüğü baryum sülfattan 100 kat daha fazladır ve sementin mekanik özelliklerini daha az etkiler [93].

2.4.5.3. Antibiyotik İçeren Kemik Sementi

Pmma ile ilgili en önemli gelişmelerden biri de antibiyotik içeren kemik sementinin kullanılmaya başlanmasıdır. Akrilik kemik sementi ölü boşlukların doldurulmasında ve ortopedik enfeksiyonların tedavisinde lokal antibiyotik taşıyıcı olarak altın standart olarak kabul edilir [119, 126, 127]. Böylece osteomyelit gibi enfekte kemik hastalıklarının tedavisinde hem lokal antibiyotik taşıyıcı olarak hem de defekt restorasyonunda kullanılabilir.

Kemik sementine antibiyotik ilave edilmesi ilk defa Buchholz tarafından ortaya atılmıştır [67, 128]. İlk olarak 1970'lerin başında enfekte kalça artroplastisinde cerrahi sahaya lokal antibiyotik taşıyıcı sistem olarak gentamisin ilave edilmiş akrilik kemik sementinin kullanımı Buchholz ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir [119, 129].

Farmakolojik özellikleri nedeniyle gentamisin kemik sementine ilave edilen ilk ve en yaygın kullanılan antibiyotiktir. Çalışmalar implantasyon sonrası erken dönemde sementten antibiyotik salınımının yüksek konsantrasyonda olduğunu göstermiştir [67].

Qiu ve arkadaşları 7 tibial, 1 kalkaneus enfeksiyonu olan 8 osteomyelit hastasında yaptıkları çalışmada, enfekte alanların debride edilmesinden sonra oluşan defektlere antibiyotik içeren pmma kemik sementi yerleştirmişlerdir. Operasyon sonrası yapılan takiplerde sadece 1 hastada yüzeysel yara iyileşmesi problemi ortaya çıkmış ancak bu durum lokal yara bakımıyla tedavi edilmiştir. Diğer hastalarda ise erken dönemde herhangi bir yara iyileşmesi problemi yaşanmamıştır. 6 ay ile 4 yıl arasında yapılan takiplerde hiçbir hastada kemik kaybına dair bir bulguya rastlanmamıştır. Ayrıca ağrı, fraktür ve enfeksiyonun tekrarlama gibi komplikasyonlarla da karşılaşılma olup hastalar normal günlük aktivitelerini yapabilir hale gelmişlerdir [130].

Araştırmalar kemik sementine katılan antibiyotik miktarının 2 gr/ paketin altında olması durumunda sementin mekanik özelliklerinin etkilenmediğini, daha yüksek miktarda ise zayıflattığını göstermiştir. Gentamisin, tobramisin, eritromisin, sefuroksim, vankomisin ve kolistin gibi çeşitli antibiyotikler bu amaçla başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Bu durum kemik sementini, gerekli ilaçları cerrahi sahaya direk ulaştıran modern bir ilaç taşıyıcı sistem haline getirmektedir [93].

İntramüsküler uygulamayla karşılaştırıldığında, kemik sementine ilave edilen gentamisinin sistemik konsantrasyonu daha düşüktür. Uygulamadan 1 hafta sonra teşhis edilebilir sistemik seviye sıfırdır. İdrardaki gentamisin seviyesi başlangıçta 10 µg/ ml iken uygulamadan 7 gün sonra 1-2 µg/ ml ye düşmektedir [93].

Elson ve arkadaşları akrilik kemik sementiyle ilgili en önemli çalışmaları yapan araştırmacılarıdır. Yaptıkları çalışmalarla antibiyotik ilave edilen kemik sementinin kortikal kemiğe komşu alanlara yerleştirildiğinde, çözünen antibiyotiğin dens kortikal kemiğe penetre olduğunu ve kemikteki konsantrasyonunun sistemik uygulamadan daha yüksek olduğunu göstermişlerdir [119, 131].

2.4.5.6. Kullanımı ve Hazırlanması

Polimerizasyon süreci;

- a) Karıştırma
- b) Bekleme
- c) Çalışma
- d) Sertleşme

olmak üzere 4 evreden oluşur.

Karıştırma, elle veya santrifüj veya vakum cihazlarının yardımıyla yapılabilir.



Şekil 2.3: Kemik sementinin manuel olarak hazırlanması

Kemik sementi ısı duyarlıdır. Sıcaklıktaki herhangi bir yükselme veya düşme sementin çalışma zamanını ve kullanım özelliklerini değiştirebilir. Bu nedenle 23° C sıcaklıkta çalışılması tavsiye edilir. Elle karıştırma ve vücut ısısı çalışma zamanını düşürür. Açılmamış sement komponentlerinin kullanımdan minimum 24 saat önce 23° C sıcaklıkta saklanması gerekmektedir. Vakumla karıştırma ise sementin çalışma zamanını yükseltir [93].

2.4.5.7. Uygulama metodu

Sementi uygulamak için çeşitli yöntemler vardır [93, 132].

Bunlar;

a) Manuel uygulama

Tüm antibiyotikli kemik sementleri manuel olarak uygulanabilir. Sement hava kabarcığı oluşumunu minimuma indirmek için dikkatli bir şekilde karıştırılır. Hamur oluşuktan sonra cerrah, sement eldivene yapışmayana ve yüzeyi mat olana kadar beklemelidir. Daha sonra sement ele alınarak düzgün bir şekilde yoğurulabilir. Sementin uygulanma zamanı cerrahın inisiyatifine ve kullanılan cerrahi prosedüre bağlıdır.

b) Şırınga uygulaması

Gentamisin içeren kemik sementi bir şırınga yardımıyla da uygulanabilir. Cerrah, sementin uygun viskoziteye ulaştığına karar vermek için kendi deneyimini kullanmalıdır. Küçük bir miktar sement şırıngada sıkılmalıdır ve sement yüzeyinin mat görüldüğünden ve yerçekimi altında aşırı akışın olmadığından emin olmak için görsel olarak değerlendirilmelidir. Sement kemik kavitesine retrograd yolla yerleştirilmelidir. Kavite dolduğunda ise sertleşme gerçekleşene kadar yeterli basınç uygulanmalıdır.

c) Vakumla karıştırma ve taşıma

Vakumlu karıştırma, kemik sementi için 1980'lerin başında geliştirilmiştir. Vakumlu karıştırma kemik sementinin porözitesini ve monomer buharlaşmasını azaltır. Sementin viskozitesini veya diğer özelliklerini etkilemez [93, 133].

Basınç uygulama

Birçok çalışmada basınç uygulamasının kemiğe daha yüksek penetrasyona, kemik-sement bağlantısının daha güçlü olmasına ve sementin mekanik özelliklerinin artmasına neden olduğu görülmüştür.

Viskozite

Toz ve likidin karıştırılması polimerizasyon sürecini başlatır. Reaksiyon boyunca sementin viskozitesi önce yavaş daha sonra hızlı bir şekilde yükselir.

Kemik sementi düşük, orta ve yüksek viskoziteli olmak üzere 3'e ayrılır:

- Düşük viskoziteli sementler;

Bu sementler kısa çalışma süresine sahiptir. Bu nedenle düşük viskoziteli sementlerde uygulama zamanına çok dikkat edilmesi gerekmektedir.

- Orta viskoziteli sementler;

Düşük viskoziteli sementlerden daha uzun çalışma süresine sahiptir.

- Yüksek viskoziteli sementler;

Bu sementler kısa karıştırma süresine sahiptirler ve yapışkanlıklarını çok çabuk kaybederler. Bu da daha uzun çalışma süresi demektir ki, cerraha uygulama için daha fazla zaman verir.

Çalışmalar yüksek viskoziteli sementlerin, düşük viskoziteli sementlere oranla daha iyi protetik fiksasyona sahip olduğunu göstermişlerdir [93, 134].

Sonuç olarak ideal viskozite, sementin operasyon bölgesindeki yağ/ kemik materyali veya kanla karışmayacak kadar yüksek, kemiğe yeterince penetre olacak kadar düşük olmalıdır [93].

2.4.5.8. Kemik Yatağının Hazırlanması

1) Mikro kilitlenme

Mikro kilitlenme konsepti fiksasyonun kalitesine olumlu katkı sağlar. Arayüz bağlantısının kuvveti sadece sementin penetrasyonundan değil kansellöz yapıların kalitesinden de etkilenir. Hidroksiapatit kemik dokusunun temel inorganik maddesi olduğu için, semente hidroksiapatit eklenmesi kemiğe olan bağlantıyı artırır. Fakat hidroksiapatit sementin mekanik dayanıklılığını azaltır.

Başarılı bir mikro kilitlenme için dikkat edilmesi gereken bazı faktörler vardır. Bunlar;

- Sementin uygulanmasından önce, fırçalama ve yıkamayla tam olarak temizlenmiş kemik yatağı,
- Sement yüksek viskoziteye ulaşana kadar enjekte etmek sementin içine kanın penetre olmasını ve sementi zayıflatmasını önler.
- Sement tabancası kullanarak basınç uygulamak ve kemik kavitesini kaplamaktır.

Kemik kavitesinin ve kemik yatağının yüksek basınçlı yıkama ve fırçalama ile dikkatli bir şekilde hazırlanması, kemik ve sement arasında etkili bir mikrokilitlenmenin sağlanması için temel gerekliliktir.

2) Genişletme

Kemik kavitesi sementin yerleştirilmesi için uygun bir şekilde hazırlanmalıdır. Genişletme miktarı preoperatif planlamada belirlenmelidir.

3) Fırçalama

Kan ve doku artıklarının sementin içine karışması, tabakalaşmaya yol açabilir. Bu durum da sementin dayanıklılığını azaltır. Bu nedenle kemik yatağı hazırlandıktan sonra fırça ile mekanik temizlik yapılması tavsiye edilir.

4) Basınçlı yıkama

Yüksek basınçlı yıkama yapılması kalan debris ve kemik partiküllerini uzaklaştırarak temiz bir yüzey elde edilmesini sağlar. Kan bulaşması riski azaltılır ve sementin mekanik dayanıklılığı artırılmış olur. Tekrarlayan yüksek basınçlı yıkama ile kemik ve sement arasında daha etkili bir mikro kilitleme elde edilir.

Yapılan bir çalışmada yüksek basınçlı yıkamanın hem pulmoner fizyolojik düzensizlik riskini hem de yağ embolisini azalttığı bildirilmiştir [93, 135].

2.4.5.9. Uyarılar ve Yan Etkiler

Literatürde sementin yerleştirilmesi sırasında hipotansif episodlar ve kardiyak arrest rapor edilmiştir [136].

Kemik iliğinin çıkarılarak kemiğin tam temizlenmesi ve basınç uygulanması pulmoner emboli oluşumuyla ilişkilendirilmektedir. Kemik iliği kavitesi sement elle yerleştirildiği zaman havalandırılmalıdır. Kemik sementinin erken yüklenmesi ürün yüzeyinde metil metakrilat ortaya çıkmasına neden olarak kan basıncında düşmeye neden olabilir [93, 137]. Kan basıncındaki bu düşme kardiyak aritmi veya miyokard iskemisine yol açabilir. Ancak, bir araştırmaya göre semente bağlı olası ölüm riski erken dönem postoperatif ve perioperatif periyotla kısıtlıdır [93, 138].

Metil metakrilatın hipotansif etkisi hipovolemik hastalarda daha belirgindir.

Akrilik kemik sementine bağlı bildirilen en sık yan etkiler şunlardır;

- Kan basıncında geçici düşme
- Postoperatif 10. güne kadar yükselmiş serum gama-glutamil-transpeptidaz (GGTP) seviyesi
- Tromboflebit

- Protezin gevşemesi veya yer değiştirmesi
- Yüzeysel veya derin yara yeri enfeksiyonu
- Trokanterik bursit
- Kısa dönem kardiyak düzensizlikler
- Heterotopik yeni kemik oluşumu
- Trokanterik ayrılma

Bilinen diğer yan etkiler

• BCIS (kemik sementi implantasyon sendromu); hipoksi, hipotansiyon, kardiyak aritmi, pulmoner vasküler dirençte artış ve kardiyak arresti içeren bir dizi klinik semptomla karakterizedir. Çoğunlukla kalça artroplastisiyle ilişkilidir [139]. Genellikle; femoral genişletme, asetabular veya femoral sement implantasyonu, protezin yüklenmesi veya eklem redüksiyonundan oluşan 5 aşamalı cerrahi prosedürün, herhangi bir aşamasında meydana gelebilir. Semente kalça artroplastisi yapılan hastalarda intraoperatif mortalite ve morbiditede önemli rol oynar ve postoperatif dönemde hipoksi ve konfüzyonun daha hafif bir formu olarak görülebilir.

- Hipoksemi
- Bronkospazm
- Kardiyak aritmi
- Beklenmedik doku reaksiyonu
- Hematüri
- Disüri
- Mesane fistülü
- Lokal nöropati
- Lokal vasküler erozyon ve oklüzyon
- Polimerizasyon boyunca ısı açığa çıkmasına bağlı geçici şiddetli ağrı
- Sementin istenilen bölgeden dışarı taşırılması sonucu gecikmiş siyatik sinir sıkışması
- Sementin polimerizasyonu boyunca ısı açığa çıkmasına bağlı ileum'da tıkanma ve adezyonlara bağlı intestinal tıkanma

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda yapılmış olup kuvvet testleri Bezmialem Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Bu çalışmada ortalama 40 kg. ağırlığında, 6 aylık, benzer şartlarda beslenmiş koyun kadavralarından elde edilen toplamda 10 adet alt çene kullanıldı. Çeneler taze olup işlemden bir gün önce kesilmiş hayvanlardan elde edildi.

Çenelerin her biri simfiz bölgesinden ikiye kesilerek 20 adet yarım çene elde edildi. Bu örnekler 10 adet deney 10 adet kontrol grubu olmak üzere 2 gruba ayrıldı. İlgili örneklerin yüzeylerindeki deri ve kas dokuları temizlenerek kemik yüzeyleri açığa çıkartıldı. Her bir modelde kesi hatları sabit kalemle çizilerek belirlendi (Şekil 3.1). Kesi hatları ramusun ön kenarından 2.5 cm anteriora uzanacak şekilde ve 2 cm vertikal yüksekliğe sahip olarak planlandı. Kemik kesileri devamlı irrigasyon altında elektrikli motor, piyasemen ve çelik fissür frez kullanılarak yapıldı. Kesilen kısımları çeneden ayırmak için siman spatülü kullanıldı (Şekil 3.2). Debrisleri ve kemik artıklarını uzaklaştırmak için kemik yüzeyi fırça yardımıyla basınçlı yıkama altında temizlendi. Yıkama sonrası kemik yüzeyleri tamponlar yardımıyla hafif nemli bırakılacak şekilde kurutuldu. Deney grubunda olan 10 adet yarım çeneye pmma kemik sementi yerleştirilirken kontrol grubundaki defektlere herhangi bir işlem yapılmadı. Antibiyotik içeren yüksek viskoziteli pmma kemik sementi 23° C lik laboratuvar ortamında paketin içinden çıkan hazırlanma talimatına uygun olacak şekilde bir karıştırma kabının içinde manuel karıştırma yöntemiyle hazırlandı. 1-1.5 dakikalık karıştırma süresinin ardından kemik sementi eldivene yapışmayana kadar beklendi. Daha sonra uygun kıvama gelen sement defektin duvarlarına adapte edilecek şekilde, defektin tamamı kemik sementiyle dolduruldu. Yaklaşık yarım saatlik polimerizasyon süresi tamamlandıktan sonra örnekler +4 derecelik buzdolabında 24 saat bekletildi.



Şekil 3.1: Kesi hatlarının model üzerinde sabit kalemle çizilerek belirlenmesi



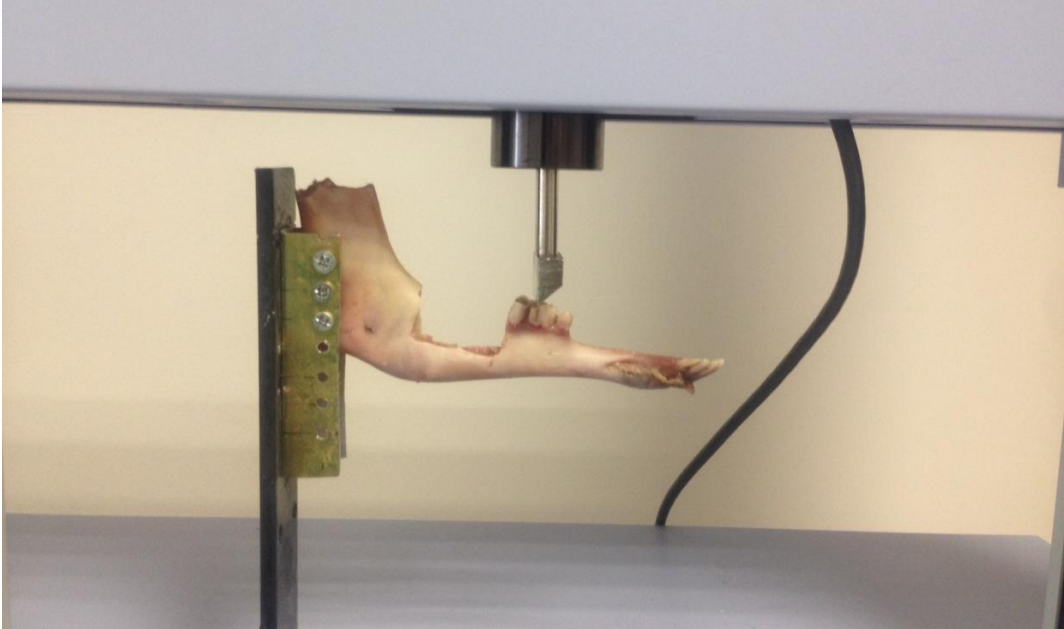
Şekil 3.2: Kemik kesisi yapılan model

Uygulanan kuvvetler esnasında cihazın ucunun kaymaması için kontrol grubundaki deneklerde kuvvet uygulanacak bölgedeki dişlerin oklüzal yüzeyleri düzleştirildi. Deney ortamının fiziksel şartlarına uyumlu olabilmeleri için kondil ve koronoid çıkıntılar kesilerek uzaklaştırıldı. Tüm deneklerin ramuslarının subkondiler bölgelerinde 3 adet delik açılarak özel olarak hazırlanmış tutucuların içerisine sabitlendi. Daha sonra bu düzenek servohidrolik test cihazına yerleştirilerek (Universal Autograph AGS®, Shimadzu Scientific Instruments, Kyoto, Japonya), kuvvet uygulanması için hazırlandı. Cihaz 0 N kuvvetle kalibre edildikten sonra, önce deney grubundaki örneklere pmma kemik çimentosunun üzerinden kemikte fraktür oluşana veya materyal kemik bağlantısında ayrılma olana kadar 1 mm/ dk hızla artan kuvvetler uygulandı (Şekil 3.3).

Kontrol grubunda ise defektin anteriorunda kalan dişlerin üzerinden kemikte fraktür oluşana kadar yine aynı şekilde 1 mm / dk lık hızla artan kuvvetler uygulandı (Şekil 3.4). Değerler cihaza bağlı bir bilgisayar programı yardımıyla kaydedildi.



Şekil 3.3: Deney grubundaki örneklere kuvvet uygulanması



Şekil 3.4: Kontrol grubundaki örneklere kuvvet uygulanması

4. BULGULAR

Tablo 4.1’de deney ve kontrol gruplarının ortalama, maksimum ve minimum değerleri ile standart sapma değerleri verilmiştir. Tablo 4.2’de ise aralık, orta değer, değişim ve sigma değerleri sunulmuştur. Bu sonuçlara bakıldığında deney grubundaki örneklerin en yüksek 288 N, en düşük 179 newtonluk bir kuvvete direnç gösterdiği, kontrol grubundaki örneklerin ise en yüksek 112, en düşük 58 newtonluk kuvvete direnç gösterdiği grlmştir. Deneyler sırasında deney grubundaki örneklerin tamamında fraktür oluştuğu ve fraktürün tüm örneklerde defektin postero-inferior köşesinde olduğu, fraktüre bağlı olarak materyal ile kemiğin posterior birleşim yerinden ayrıldığı grlmştir (şekil 4.1). Kontrol grubundaki örneklerde ise kuvvet kalan dişlerin oklüzal yüzeylerinden uygulanmış olup tüm örneklerde farklı kuvvetlerde fraktür oluştuğu ve bu fraktürlerin tümünün deney grubunda olduğu gibi defektin postero-inferior köşesinde olduğu grlmştir (şekil 4.2). Bu bulgular sonucunda pmma kemik imentosu uygulanan çenelerin daha yüksek kuvvetlere direnç gösterdiği, uygulanmayan çenelerin ise daha düşük kuvvetler altında kırıldığı tespit edilmiştir.

Pmma yerleştirilen mandibulalar ortalama 248 ± 42.5 , kontrol grubundaki mandibulalar ise ortalama 88.2 ± 17.6 N’luk kuvvetlere direnç göstermiştir. Bu sonuçlara göre pmma’ nın marjinal rezeksiyon yapılan olgularda mandibulanın dayanıklılığını yaklaşık olarak 3 kata kadar artırdığı grlmştir.

İstatistiksel analiz için SPSS 16.0 SPSS® (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc. Chicago, Illinois, ABD) paket programı kullanılmıştır. Değerler ortalama \pm standart sapma olarak verilmiştir. İki grup arası karşılaştırmalar için student’s-t testi kullanılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucu iki grup arasında ileri derecede anlamlı bir fark olduğu grlmştir. ($p<0.001^*$ (ok ileri derecede anlamlı) olarak yorumlanmıştır.)

* $p<0.05$ (anlamlı), $p<0.01$ (ileri derecede anlamlı), $p<0.001$ (ok ileri derecede anlamlı)

| | Ortalama (N) | Standart sapma | Maksimum (N) | Minimum (N) |
|----------------------|--------------|----------------|--------------|-------------|
| Deney grubu | 248,414 | 42,580 | 288,168 | 179,202 |
| Kontrol grubu | 88,305 | 17,596 | 112,814 | 58,960 |

Tablo 4.1: Deney ve kontrol gruplarının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri

| | Aralık | Orta Değer | Değişim | Sigma |
|----------------------|---------|------------|---------|---------|
| Deney Grubu | 108,966 | 270,505 | 0,17141 | 127,741 |
| Kontrol Grubu | 53,8531 | 92,3066 | 0,19926 | 52,7887 |

Tablo 4.2: Deney ve kontrol gruplarının aralık, orta değer, değişim ve sigma değerleri

| Deney grubu | Maksimum kuvvet (N) |
|--------------------|----------------------------|
| Örnek 1 | 214,632 |
| Örnek 2 | 273,241 |
| Örnek 3 | 278,442 |
| Örnek 4 | 179,202 |
| Örnek 5 | 280,403 |
| Örnek 6 | 179,888 |
| Örnek 7 | 288,168 |
| Örnek 8 | 267,769 |
| Örnek 9 | 240,374 |
| Örnek 10 | 282,021 |

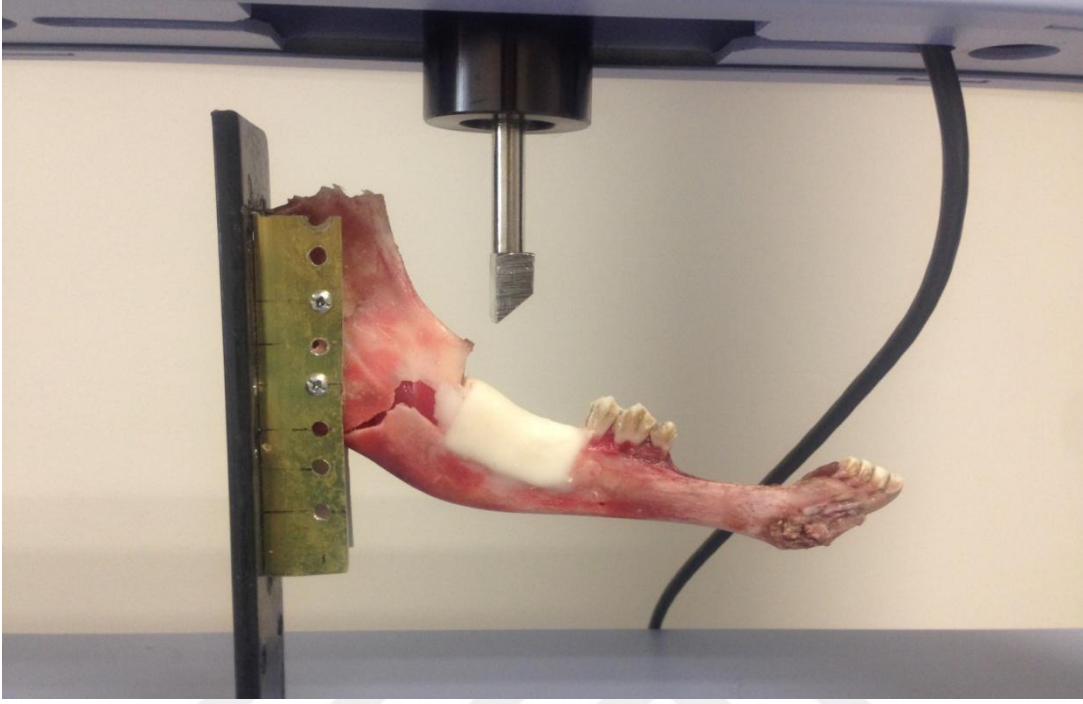
Tablo 4.3: Deney grubundaki örneklerin direnç gösterdiği maksimum kuvvetlerin tek tek gösterilmesi

| Kontrol grubu | Maksimum kuvvet (N) |
|----------------------|----------------------------|
| Örnek 1 | 99,3617 |
| Örnek 2 | 86,8559 |
| Örnek 3 | 112,814 |
| Örnek 4 | 58,9609 |
| Örnek 5 | 68,8609 |
| Örnek 6 | 106,517 |
| Örnek 7 | 79,7884 |
| Örnek 8 | 73,4433 |
| Örnek 9 | 98,6989 |
| Örnek 10 | 97,7572 |

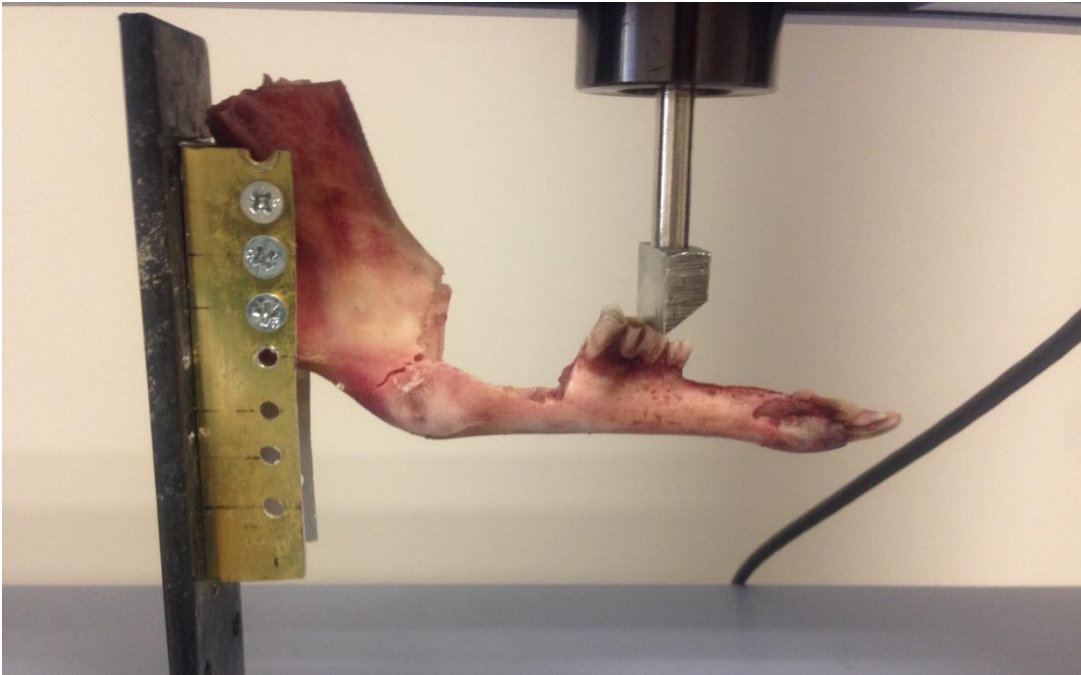
Tablo 4.4: Kontrol grubundaki örneklerin direnç gösterdiği maksimum kuvvetlerin tek tek gösterilmesi

| Kuvvet (birim) | Deney Grubu (n:10) | Kontrol Grubu (n:10) |
|---------------------------|-------------------------------|---------------------------------|
| Newton (N) | 248±42,5 | 88,2±17,6 |

Tablo 4.5: Grupların direnç gösterdiği kuvvetlerin ortalaması gösterilmektedir (p<0,001)



Şekil 4.1: Deney grubundaki örneklerde oluşan fraktür hattı



Şekil 4.2: Kontrol grubundaki örneklerde oluşan fraktür hattı

5. TARTIŞMA

Mandibular devamlılığı olan defektler, maksillofasiyal yaralanma, tümör rezeksiyonu veya osteomyelit gibi enfeksiyonel hastalıklar sonucu ortaya çıkar. Tedavi edilmeyen defektler, ileri derecede şekil bozukluğu, konuşma bozukluğu ve çiğneme fonksiyonlarında azalma gibi hastanın yaşam kalitesini ciddi derecede etkileyen sonuçlara yol açarlar [23].

Mandibulanın marjinal rezeksiyonu ilk olarak gingival karsinoma olgularında uygulanmıştır. Günümüzde de ağız kanserleri olgularında, benign tümörlerin eksizyonunda veya osteomyelit gibi olgularda başarılı bir şekilde uygulanmaktadır [21, 140-143]. Segmental mandibulektomiden farklı olarak marjinal rezeksiyon, kemik yapısının bütünlüğünün korunmasını sağlar ve kas bağlantılarının çoğu korunduğu için daha az fonksiyonel ve kozmetik deformiteyle sonuçlanır [144]. Biz de çalışmamızda pmma'ya destek olacak bazal ve lateral duvarların bulunması nedeniyle marjinal rezeksiyon tercih ettik.

Ancak marjinal rezeksiyondan sonra mandibulanın yüksekliğinin azalmasına bağlı olarak patolojik fraktür gelişme olasılığı vardır [143]. Ayrıca rekonstrüksiyon yapılmayan olgularda yumuşak dokuda kontraksiyon olması ilerde yapılacak protetik tedaviyi de olumsuz etkiler.

Marjinal rezeksiyon sonrası mandibulanın dayanıklılığı rezeksiyonun şekli ve büyüklüğü gibi faktörlere bağlıdır. Isırma kuvvetinin büyüklüğü ve ısırma bölgesi patolojik fraktür oluşmasını etkileyen en önemli faktörlerdir [21].

Oklüzal kuvvetler genellikle yutkunma, çiğneme ve maksimum ısırma kuvvetleri olarak sınıflandırılırlar. Sağlıklı dentisyona sahip hastalarda mandibulanın gövde kısmındaki maksimum ısırma kuvveti yaşa, cinsiyete ve ölçüm yöntemine bağlı olarak 15.7 den 4341.4 N'a kadar değişiklik gösterir [23, 145-147]. Dişli hastalarda ortalama yutkunma kuvveti 1.7 ve 296 N arasında iken ortalama çiğneme kuvveti 15.7'den 261. 7 N'a kadar değişiklik gösterir. Dişsiz hastalarda maksimum ısırma kuvveti 28 N'dan 190 N'a, çiğneme kuvveti ise 8.8 N'dan 49.9 N'a kadar değişiklik gösterir. Hastaların ısırma kuvveti mandibulanın parçalı veya parsiyel rezeksiyonundan sonra ve mandibula fraktürlerinde azalır [23, 148-150].

Gerlach ve Schwarz angulus fraktürü olan 22 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada champy kurallarına göre eksternal oblik çizgiye tek bir miniplak yerleştirmişler ve hastaların ısırma kuvvetlerindeki değişiklikleri ölçmüşlerdir. Bu değerleri kontrol grubundaki 15 hasta ile karşılaştırmışlardır.

Çalışmanın sonuçlarına göre;

Kontrol grubundaki hastalarda maksimum ısırma kuvvetlerinin ortalaması;

- Kesicilerde 185.3 ± 81.3 N
- Kaninlerde 19.1 ± 82.88
- Molarlarda sağ tarafta 211.9 ± 109.3 , sol tarafta ise 250.7 ± 75.9 N

olarak ölçülmüştür.

Çalışma grubunda ise maksimum ısırma kuvvetleri 1. haftadan başlanarak 6. haftaya kadar haftalık ölçümlerle kaydedilmiştir. Buna göre;

- 1. Haftada, fraktür olan tarafta molarlarda 72.37 N, kaninlerde 62.13 N, sağlam tarafta ise molarlarda 125.84 N, kaninlerde 44.42 N
- 6. Haftada ise fraktür olan tarafta molarlarda 130.43 N, kaninlerde 108.25 N, sağlam tarafta molarlarda 164.68 N, kaninlerde ise 124.25 N olarak ölçülmüştür.

Özetle bu çalışmada ısırma kuvvetlerinin angulus fraktürü olgularında ilk haftada %31'e kadar düştüğü, 6. haftada ise bu değer %58 civarında olduğu bildirilmiştir [151].

Tate ve arkadaşları yaptıkları çalışmada angulus fraktürü olan hastalara 2 adet miniplak yerleştirmişler ve maksimum ısırma kuvvetinin postoperatif 6. haftada kontrol grubundaki hastalara göre %48 oranında azaldığını bildirmişlerdir [152].

Sonnenburg ve Voelker ise bu değer %50 olduğunu bildirmişlerdir [153].

Champy ve arkadaşları yaptıkları çalışmada angulus fraktürü nedeniyle miniplak uygulanmış hastalarda 4 hafta boyunca mandibulaya çekme kuvveti uygulamışlar ve ölçülen değerlerin 135-300 N arasında olduğunu bildirmişlerdir. 4 hafta sonra ise başlangıçta ölçülen değer %10 oranında azaldığını bunun nedeninin ise miniplağın deformasyonuna bağlı çenelerdeki kuvvetin azalması olduğunu düşünmüşlerdir [154].

Curtis ve arkadaşları yaptıkları çalışmada rekonstrüksiyon yapılan 6 mandibulektomi hastası ile sağlıklı mandibulaya sahip 6 hastanın oklüzal kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Mandibulektomi yapılan 6 hastadan 5 tanesi serbest fibula flebi, 1 tanesi ile iliak kemik grefti ile rekonstrükte edilmiştir ve her iki gruptaki hastaların insizal ve 1. molar bölgesindeki oklüzal kuvvetler ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarına göre;

Rekonstrüksiyon yapılan hastalarda 1. molarlarda oluşan oklüzal kuvvetler 118-363 N arasında olup ortalama 250 ± 105 N olarak, kesici dişlerde oluşan oklüzal kuvvetler ise 35-167 N arasında olup ortalama 18 ± 53 N olarak ölçülmüştür. Kontrol grubundaki hastalarda 1. molarlarda oluşan oklüzal kuvvetler 156-438 N arasında olup ortalama 321 ± 94 N, kesicilerde ise 66-319 N arasında olup ortalama 174 ± 84 N olarak ölçülmüştür.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre rekonstrüksiyon yapılan mandibulektomi olgularında 1. molarlarda oluşan oklüzal kuvvetin sağlıklı bireylere göre %22 oranında, kesicilerde ise %32 oranında azaldığı bildirilmiştir [148].

Murakami ve arkadaşları yetişkin erkeklerde molar bölgede maksimum ısırma kuvvetinin ortalama 478.1 N olduğunu bildirmişlerdir [21]. Maurer ve arkadaşları ise mandibulanın rezeksiyonundan sonra hastaların çiğneme kuvvetlerinin ortalama 81.1 N'a kadar düştüğünü bildirmişlerdir [155, 156]. Rekonstrüksiyon yapılan hastalarda ise çiğneme kuvvetlerinin molar bölgede % 76, insizal bölgede ise % 59 oranında azaldığını ölçmüşlerdir [23, 155]. Bu iki çalışmanın sonuçları karşılaştırıldığında marjinal rezeksiyon yapılan olgularda molar bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 114,7 N'a kadar düştüğü söylenebilir.

Bizim çalışmamızda marjinal rezeksiyon yapılan mandibulalardan kontrol grubunda olan örneklere molar dişlerin oklüzalinden uygulanan vertikal kuvvetler sonucu çenelerin ortalama 88,3 N'luk kuvvetlere direnç gösterdiği, pmma kemik çimentosu yerleştirilen örneklerde ise bu değer 248,4 N'a kadar yükseldiği görülmüştür. Murakami ve Maurer'in yaptıkları çalışmalarla karşılaştırıldığında, pmma yerleştirilen mandibulaların, marjinal rezeksiyon olgularında ölçülen maksimum ısırma kuvvetinin 2 katı kadar kuvvete direnç gösterdiği görülmüştür.

Murakami ve arkadaşları yaptıkları çalışmada insan kadavrasından elde edilen mandibulalara marjinal rezeksiyon uygulamışlar ve çeneleri sabitlemek amacıyla ramus mandibuladan alçı yardımıyla cihaza yerleştirmişlerdir. Marjinal rezeksiyon sonrası 5, 10, 15

mm rezidüel yüksekliğe sahip olgulara insizal bölgeden fraktür oluşana kadar vertikal yönde kuvvet uygulamışlar ve sırasıyla ortalama 111.9 ± 46.4 N, 144.8 ± 59.0 N ve 255.9 ± 37.4 N'luk kuvvetlere kadar direnç gösterdiğini tespit etmişlerdir. Uygulanan kuvvetler sonrası tüm örneklerin posterior rezeksiyon köşesinden kırıldığı görülmüştür. Ayrıca bu çalışmada yapılan sonlu elemanlar analizinde insizal bölgeden kuvvet uygulandığında stresin en fazla posterior rezeksiyon köşesinde olduğu bildirilmiştir [21].

Bizim çalışmamızda da bu çalışmayla benzer olarak çenelerin molar dişler bölgesinde marjinal defekt oluşturulmuş ve çeneler ramus mandibulaya açılan delikler aracılığıyla vidalarla tutucu parçaya sabitlenmiştir. Murakami'nin çalışmasından farklı olarak kuvvetler insizal bölge yerine molar bölgeden uygulanmıştır ve bu çalışmaya benzer olarak bütün örnekler posterior rezeksiyon köşesinden kırılmıştır.

Barttelbort ve Aryan 10 mm'den daha az rezidüel yüksekliği olan mandibulaların daha kolay kırıldığını bildirmişlerdir [21, 22].

Okuyama ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 44 hastaya gingival karsinoma nedeniyle marjinal rezeksiyon uygulamışlar ve kalan diş sayısı ve rezidüel kemik yüksekliğine göre patolojik fraktür riskini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre sadece 4 hastada patolojik fraktür oluşmuştur. Fraktür oluşan hastaların tamamında kalan diş sayısı 20'den fazla olup rezidüel kemik yüksekliği 3 hastada 3 mm'den daha az 1 hastada ise 3 mm'nin üzerindedir [18].

Murakami ve arkadaşları ise marjinal rezeksiyon yapılan olgularda güvenli sınırın 9 mm olduğunu, 9 mm'den daha fazla rezidüel yüksekliğe sahip olgularda fraktür riskinin azaldığını söylemişlerdir [21].

Bizim çalışmamızda ise rezidüel kemik yüksekliği, mandibulanın direnç gösterebileceği kritik sınırdaki tutulmuştur ve tüm örneklerde eşit olup bu sınır 10 mm olacak şekilde tasarlanmıştır.

Çalışmamızda da mandibular defektlere pmma yerleştirilerek vertikal kuvvet uygulanmış ve pmma'nın en yüksek 288 N kuvvete, ortalama olarak da 248. 414 N`luk direnç gösterdiği görülmüştür. Saptanan bu değerler, Gerloch, Schwarz, Tate, Sonnenberg, Voelker, Champy, Curtis ve Murakami ve arkadaşları'nın yaptıkları çalışmalarla birlikte

değerlendirildiğinde, bu bölgeye gelebilecek mekanik yüklere karşı sadece pmma kemik sementi ile onarılan marjinal mandibuler kemik defektlerinin gerekli direnci gösterebileceğini göstermektedir.

Literatürde marjinal rezeksiyon uygulanan hastalarda oluşan defektlerin sadece biyomateryal ile restorasyonu ile ilgili yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır. Biz çalışmamızda marjinal rezeksiyon yapılan çenelerde sadece pmma kemik sementinin mandibulanın mekanik yüklere karşı direncini nasıl etkilediğini değerlendirmek istedik. Bu amaçla da oluşturulan marjinal kemik defektlerinde miniplak veya rekonstrüksiyon plağı yerleştirilmeyen koşullarda pmma'nın bir alternatif olup olmayacağını değerlendirmeyi amaçladık. Çalışmamızda pmma kemik sementini tercih etmemizin sebebi bu materyalin yüksek mekanik özelliklere sahip olması ve biyoyumluluğudur. Ayrıca marjinal rezeksiyon sonrası oluşan defektlerin rekonstrüksiyonunda yumuşak dokuda oluşacak çökmeyi önlemesi ve ileride yapılacak proteze destek olması açısından tercih edilebilir.

Pmma kemik sementi ilk defa 1950'lerde John Charnley tarafından uzun bir kemiğe ortopedik bir protezi adapte etmek için kullanılmıştır [67, 94]. Charnley'in total eklem cerrahisindeki başarısından sonra pmma kemik sementi fraktür fiksasyonu, tümör cerrahisi ve perkutanöz vertebroplasti gibi başka uygulamalarda da kullanılmaya başlanmıştır. Sementin, kolay manipülasyon, düşük maliyet, iyi fiziksel özellikler ve kolay elde edilebilirlik gibi avantajları vardır [67].

Günümüzde özellikle ortopedide kalça ve diz protezlerinin fiksasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. Materyale karşı yüksek tolerans vardır ve pmma kemik sementi kullanılan semente kalça ve diz protezlerinin 15 yıllık sağ kalım oranının %90'ın üzerinde olduğu bildirilmiştir [67, 95, 96]. Pmma'nın mekanik özellikleri nedeniyle protez etrafındaki stres dağılımı ve stresin protezden kemiğe aktarılması sağlanır. Pmma gerekli mekanik özellikleri karşılayacak şekilde üretilir ve basma dayanımı 70 Mpa'nın, çekme dayanımı 50 Mpa'nın, bükme dayanımı 50 Mpa'nın ve elastisite modülü 1800 Mpa'nın üzerindedir [67, 97].

Kırılgan bir materyal olması nedeniyle çekme kuvvetlerinin varlığında yorgunluk dayanımına bağlı başarısızlık riski vardır [157].

Yapılan in vivo testlerde sementin mekanik özelliklerini en fazla etkileyen durumun porözite olduğu gösterilmiştir [158]. Porözite sementin yorgunluk dayanımını düşüren en büyük etkidir. Porlar veya yabancı maddeler materyalde stres oluşmasına yardımcı olur ve sıklıkla sementte yorgunluk çatlakları oluşumunu başlatır. Porözitenin kaynağı genellikle başlangıçta tozun etrafında olan, tozun ıslatılması esnasında içine hapsolan ve karıştırma ve taşıma esnasında içinde kalan havadır [159]. Sementin elle karıştırılması sonucu oluşan porlar vakumla karıştırmaya oranla oldukça fazladır bu nedenle sementin mekanik özelliklerini artırması açısından vakumla karıştırma tavsiye edilmektedir [159-161].

Lewis ve arkadaşları farklı karıştırma tekniklerinin fiziksel ve mekanik özellikler üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Yaptıkları çalışmanın sonucunda vakumla karıştırmanın densite, bölgesel porözite ve basma dayanımı üzerinde daha iyi sonuçlara neden olduğu bulunmuştur [162, 163].

Bizim çalışmamızda sement manuel olarak karıştırılmıştır fakat yapılan testlerde yüksek kuvvetler altında bile materyalin deformasyona uğramadığı görülmüştür.

Kuehn ve arkadaşları yaptıkları çalışmalar sonucunda pmma sementin molekül ağırlığının da yorgunluk dayanımı üzerinde etkili olduğunu ve yüksek molekül ağırlıklı kemik sementinin düşük molekül ağırlıklı olanlara oranla daha yüksek yorgunluk dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Lewis, Harper ve Tepic'in yaptığı çalışmalar da bu sonucu desteklemektedir [159, 164-166].

Bizim çalışmamızda da mekanik özelliklerinin daha iyi olması nedeniyle yüksek molekül ağırlıklı pmma sementi tercih edilmiştir.

Tan ve arkadaşları, kanla kontaminasyonun pmma'nın basma ve eğilme dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada, oluşturdukları pmma bloklarını farklı miktarlardaki kanla karıştırmışlar ve daha sonra bu bloklara kuvvet uygulayarak eğilme ve basma dayanımını değerlendirmişlerdir.

Bu çalışmada;

1. Grup gentamisin içeren pmma
2. Grup gentamisin içermeyen pmma olmak üzere her birinde en az 6 örnek olan iki ana grup oluşturmuşlar ve bu iki grubu da;
 - Kontrol grubu (kanla karıştırılmayan grup)
 - 1 ml'lik kanla karıştırılan grup
 - 2 ml'lik kanla karıştırılan grup olmak üzere 3 alt gruba ayırmışlardır.

Oluşturdukları pmma bloklarına kuvvet uygulanmış ve basma ve eğilme dayanımları ölçülmüştür. Yapılan testlerin sonucunda kanla karıştırılmayan ve gentamisin içermeyen grupların daha yüksek kuvvetlere direnç gösterdiği görülmüştür. Kanla karıştırılan gruplar arasında yapılan incelemede ise 2 ml kan içeren örneklerin 1 ml kan içerenlere oranla daha düşük kuvvetlere direnç gösterdiği görülmüştür.

Bu çalışmanın sonucunda kanla kontaminasyonun pmma'nın mekanik özelliklerini etkilediği, sementin içerisinde ve sement-kemik arayüzünde hava kabarcığı ve boşluk oluşumu gibi mikromorfolojik değişikliklere yol açabileceği bunun sonucu olarak da kemik-sement-implant arayüzünde zayıflamaya ve protezin kaybına neden olabileceği görülmüştür. Bu nedenle kemik yüzeyinin kuru olması, bölgeye kan veya sıvı sızıntısı olmaması ve işlem sırasında eldiven değiştirilmesine dikkat edilmesi gerekmektedir [167].

Çalışmamız in vitro olduğu için sıvı kontaminasyonu ortamını taklit etmek amacıyla kemik yüzeyinde oluşan debrisleri uzaklaştırmak için yıkama yapıldı ve sonrasında yıkanan kemik yüzeyleri tamponlarla hafifçe kurutuldu, nemli kalması sağlandı. Bu koşullarda dahi pmma kemik sementinin uygulanan mekanik kuvvetler sonucunda kemik bağlantısında herhangi bir değişiklik olmadığı gözlemlendi.

Pmma polimerizasyon süresince önemli hacimsel büzülme gösterir, bu durum da stresleri indükler ve sement-kemik arayüzündeki bütünlüğün zamanla bozulmasına yol açar [168].

Carlsson ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, vertebroplasti yaptıkları 18 rat vertebraına pmma kemik sementi içeren diskler yerleştirmişlerdir. Yapılan takiplerde pmma'ya karşı herhangi bir doku reaksiyonu, immün yanıt veya hematoma, ödem gibi bir komplikasyonla karşılaşılmaamıştır. Histolojik incelemelerde ise implantasyon alanının çevresinde materyale bağılı herhangi bir inflamasyon bulgusuna rastlanmamıştır. Geç dönemde ise tüm implantların çevresinde fibröz kapsül oluşumunun başladığı görülmüştür [169].

Wada ve arkadaşları yaptıkları çalışmada;

6'sı femur, 8'i tibia ve 1'i ileumda olmak üzere dev hücreli tümörü olan 15 hastaya lezyonun küretajını takiben pmma kemik sementi uygulamışlar ve yapılan takiplerde 2 hasta hariç tüm hastaların ertesi gün yürüme, hareket etme gibi fonksiyonlarının normale döndüğü, yalnızca 2 hastada operasyondan sonra fraktür oluştuğı görülmüştür. Ortalama 46 (24-188) aylık takipler sonucu pmma ile ilgili herhangi bir komplikasyona rastlanmamıştır [170].

Bizim çalışmamızda kemik sement bağlantısı histolojik olarak incelenmemiştir fakat oluşan polimerizasyon büzülmesinin minimal düzeyde olduğu ve sementin kemikle olan bağlantısında herhangi bir zayıflama olmadığı görülmüştür.

Pmma'nın mandibuladaki kullanımıyla ilgili yapılmış çalışma sayısı kısıtlıdır. Son yıllarda en fazla mandibular endoprotezlerin yerleştirilmesinde kullanılmaya başlanmıştır [57, 67].

Lee ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada 4 adet maymun ve 4 adet domuz mandibulasına segmental rezeksiyon uygulamışlar ve rezeke edilen mandibula segmentinin çıkarılmasının ardından defektin mezial ve distalinde kalan kemikte frez yardımıyla oluklar oluşturmuşlardır. Operasyon bölgesi gazlı bez ile kurulanmıştır ve kalan kemik iliğı boşluğu pmma kemik sementi ile doldurularak mandibular endoprotez defektlere yerleştirilmiştir. Mandibula yaklaşık 7 dakika boyunca sement yeterince sertleşene kadar el ile desteklenmiştir. 4 hafta sonra yapılan kontrollerde domuzlardan birinin protezinde mobilite olduğu (vida gevşemesine bağılı), maymunların protezlerinde ise herhangi bir mobilite olmadığı görülmüştür [171].

Pmma vertebroplastide kullanıldığında vidaların çekme dayanımını artırır. Vertebral dayanımı augmented eder ve kemik greftlerinin çökmesini önler [172].

Dong-ju Yun ve arkadaşları yaptıkları çalışmada daha önce implant ile vertebroplasti augmentasyonu yapılan ve implantlarında kayma ve yer değiştirme olan 8 osteoporöz hastasına pmma ile vertebral augmentasyon uygulayarak vidaları pmma ile desteklemiştir. Ortalama 16 aylık (3-38) takipler sonucu herhangi bir fraktür veya vida gevşemesi ile karşılaşmamıştır [172].

Abouazza ve arkadaşları insan kadavrasında yapmış oldukları çalışmada, kadavraların vertebralalarına vertebroplasti için pmma ve cam iyonomer sement enjekte etmişler ve daha sonra vertebralardan alınan örnekler instron cihazında fraktür oluşana kadar vertikal kuvvetler uygulamışlardır. Testin sonuçlarına göre pmma uygulanan gruptaki örneklerin ortalama 4650 N'luk kuvvete kadar direnç gösterdiği görülmüştür [173].

Bizim çalışmamızda da mandibular defektlere pmma yerleştirilerek vertikal kuvvet uygulanmış ve pmma'nın en yüksek 288 N kuvvete direnç gösterdiği görülmüştür.

Shang-Won Yu ve arkadaşları ise iliak kemikte oluşturdukları defektlerin restorasyonunda pmma ve kosta greftinin karşılaştırıldığı bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada 73 hastadan, kalan defekt 4 cm'den büyük olacak şekilde, iliak kemik grefti almışlardır. İliak kemikte oluşturulan bu defektlerden 35 tanesi kosta grefti ile kalan 38 defekt ise pmma ile restore edilmiştir. Pmma uygulanan grupta materyalde yer değiştirme olmaması için pmma kemik sementi K teli ile desteklenerek yerleştirilmiştir. Tüm hastalar 2. ve 6. haftalar, 3. ve 6. aylarda ve sonrasında yıllık kontrollerle takip edilmişlerdir ve klinik ve radyografik olarak ağrı, yara yeri iyileşmesi, deformite ve enfeksiyon açısından değerlendirilmişlerdir. Ortalama 36 aylık takipler sonucu iki grup arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır. Her iki grupta da yara iyileşmesinde bozulma, enfeksiyon, herniasyon veya hipertrofik skar oluşumu gibi komplikasyonlarla karşılaşmamıştır. Ancak kosta grefti uygulanan gruptaki hastalardan 2 tanesinde greft rezorbsiyonu başka 2 hastada ise greftin yer değiştirmesi gibi problemlerle karşılaşmıştır. Bunun yanında pmma kemik sementi uygulanan gruptaki 2 hastada sement bloklarında yer değiştirme olduğu görülmüştür [174].

6. SONUÇ

Marjinal rezeksiyon sonrası mandibulada patolojik fraktür oluşmasını etkileyen en önemli faktörler rezidüel kemik yüksekliği ve çiğneme kuvvetleridir. Rezeksiyon köşelerindeki maksimum stres konsantrasyonu bu faktörlerden oldukça etkilenmektedir.

Marjinal mandibuler rezeksiyon sonrasında oluşan kemik defektinin rekonstrüksiyonunda sadece biyomateryal kullanımıyla ilgili bir çalışma bulunmadığı için biz çalışmamızda, biyoyumluluğu, kemiğe mekanik olarak bağlanma kabiliyeti ve yük taşıyabilme özellikleri, uygulanmasının otojen blok greftlemeye göre daha kolay olması, verici sahanın olmaması ve maliyetinin düşük olması nedeniyle pmma'nın bu amaçlar doğrultusunda kullanılabilirliğini araştırmayı hedefledik.

Yapılan deneyler sonucunda pmma uygulanan çenelerin vertikal kuvvetlere karşı direncinin pmma uygulanmayan çenelere oranla oldukça yüksek olduğu görülmüş olup iki grup arasında yapılan istatistiksel değerlendirme sonucu ileri derecede anlamlı bir fark olduğu ($p<0.001$) görülmüştür. Bu sonuçlara göre sadece pmma kemik sementi ile rekonstrüksiyonu yapılmış marjinal mandibuler kemik defektlerinin bu bölgede karşılaşılabilecek mekanik kuvvetlere yeterince direnç gösterebileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca bu tip defekt sahalarında hem ileride yapılacak proteze destek olması açısından hem de yumuşak dokuda oluşacak skar ve çökmeyi önlemek için başarılı bir şekilde kullanılabilmesi düşünülmektedir. Ancak çalışmamız in vitro koşullarda yapıldığı için bu materyalin yumuşak dokular üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amacıyla daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Hotz, G., Reconstruction of mandibular discontinuity defects with delayed nonvascularized free iliac crest bone grafts and endosseous implants: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996. **76**(4): p. 350-355.
2. Lye, K.W., et al., Biocompatibility and bone formation with porous modified PMMA in normal and irradiated mandibular tissue. *Clinical oral implants research*, 2013. **24**(A100): p. 100-109.
3. Cordeiro, P.G., et al., Reconstruction of the mandible with osseous free flaps: a 10-year experience with 150 consecutive patients. *Plastic and reconstructive surgery*, 1999. **104**(5): p. 1314-1320.
4. Goh, B.T., et al., Mandibular reconstruction in adults: a review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2008. **37**(7): p. 597-605.
5. Samman, N., et al., Custom-made titanium mandibular reconstruction tray. *Australian dental journal*, 1999. **44**(3): p. 195-199.
6. Zimmermann, C., et al., Donor site morbidity after microvascular fibula transfer. *Clinical oral investigations*, 2001. **5**(4): p. 214-219.
7. Onoda, S., et al., Prevention points for plate exposure in the mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2012. **40**(8): p. e310-e314.
8. Hidalgo, D.A., A.L. Pusic, and F.-C. Wei, Free-flap mandibular reconstruction: a 10-year follow-up study. *Plastic and reconstructive surgery*, 2002. **110**(2): p. 438-449.
9. Sipahi, C., İmplant destekli çene-yüz protezlerinde retansiyon prensipleri. *Gülhane Tıp Derg*, 2006. **48**: p. 119-124.
10. Yontchev, E., Cranial and maxillofacial epithesis treatment on osseointegrated implants: concept and principles. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1985. **53**(4): p. 552-553.
11. Okay, D.J., et al., Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: a classification system of defects. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001. **86**(4): p. 352-363.
12. Sipahi, C. and Y.S. Aydınтуğ, Mandibular defektin protetik rehabilitasyonu: olgu sunumu. *Gulhane Medical Journal*, 2011. **53**(1).

13. Sipahi, C., et al., The prosthodontic restoration of a self-inflicted gunshot maxillofacial defect: a short-term follow-up case report. *International Journal of Prosthodontics*, 2007. **20**(1).
14. EVLİOĞLU, G. and A. Ayşen, Edinsel Mandibular Defektler Ve Protetik Tedavileri-Prosthetic Rehabilitation Of Acquired Mandibular Defects. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 2005. **39**(1-2): p. 37-42.
15. Thomas, K., *Prosthetic Rehabilitation*. London, Chicago, Berlin, Sao Paulo, Tokyo, Hong Kong. 1994, Quintessence Publishing Co. Ltd.
16. Brown, J.S., et al., A new classification for mandibular defects after oncological resection. *The Lancet Oncology*, 2016. **17**(1): p. e23-e30.
17. Greer, D.B., R.R. Smith, and C.T. Klopp, A surgical method of treatment of carcinoma of the floor of the mouth. *Surgery*, 1953. **34**(2): p. 279-287.
18. Okuyama, K., et al., Clinical study on mandibular fracture after marginal resection of the mandible. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 2016. **121**(5): p. 461-467.
19. Petruzzelli, G.J., et al., Posterior marginal mandibulectomy in the management of cancer of the oral cavity and oropharynx. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, 2003. **129**(6): p. 713-719.
20. Pinsolle, V., et al. [Posterior marginal mandibulectomy for cancer of the oral cavity and oropharynx. Experience with 14 clinical cases]. in *Annales de chirurgie plastique et esthetique*. 1997.
21. Murakami, K., et al., Biomechanical analysis of the strength of the mandible after marginal resection. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2011. **69**(6): p. 1798-1806.
22. Barttelbort, S.W. and S. Ariyan, Mandible preservation with oral cavity carcinoma: rim mandibulectomy versus sagittal mandibulectomy. *The American journal of surgery*, 1993. **166**(4): p. 411-415.
23. Wong, R., et al., Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2010. **39**(4): p. 313-319.
24. van der Rijt, E., et al., Predictive factors for premature loss of Martin 2.7 mandibular reconstruction plates. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2015. **53**(2): p. 121-125.

25. Navarro, C. and J. Acero, S39. Mandibular reconstruction: From the pedicled flaps to the microvascular reconstruction. *Oral Oncology*, 2011. **47**: p. S25.
26. Sykoff, W., Zur Frage der Knochenplastik am Unterkiefer. *Zentralbl Chir*, 1900. **35**: p. 881.
27. Saxena, V., A.K. Sethuram, and M. Mittal, Rehabilitation of a Patient with Central Giant Cell Granuloma of Mandible by Iliac Graft, Bone Distraction and Implant Retained Telescopic Prosthesis: a Two Year Follow Up. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2014. **14**(1): p. 293-298.
28. Klapp, R.R.J. and H. Schröder, Die unterkieferschussbrüche und ihre behandlung. 1917: Meusser.
29. Hueston, J. and I. Mcconchte, A compound pectoral flap. *ANZ Journal of Surgery*, 1971. **41**(1): p. 61-63.
30. Cuono, C.B. and S. Ariyan, Immediate reconstruction of a composite mandibular defect with a regional osteomusculocutaneous flap. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 1980. **65**(4): p. 477-483.
31. CONLEY, J., Use of composite flaps containing bone for major repairs in the head and neck. *Plastic and reconstructive surgery*, 1972. **49**(5): p. 522-526.
32. Mowlem, R., Cancellous chip bone-grafts report on 75 cases. *The Lancet*, 1944. **244**(6328): p. 746-748.
33. McKee, D., Microvascular bone transplatation. *Clinics in plastic surgery*, 1978. **5**(2): p. 283.
34. Salibian, A.H., et al., Microvascular reconstruction of the mandible. *The American Journal of Surgery*, 1980. **140**(4): p. 499-502.
35. Bell, M. and P. Barron, A new method of oral reconstruction using a free composite foot flap. *Annals of plastic surgery*, 1980. **5**(4): p. 281-287.
36. O'Brien, B.M., et al., Microvascular osteocutaneous transfer using the groin flap and iliac crest and the dorsalis pedis flap and second metatarsal. *British journal of plastic surgery*, 1979. **32**(3): p. 188-206.
37. Yang, G.-F., et al., Forearm free skin flap transplantation: a report of 56 cases. *British journal of plastic surgery*, 1997. **50**(3): p. 162-165.
38. Soutar, D., et al., The radial forearm flap: a versatile method for intra-oral reconstruction. *British journal of plastic surgery*, 1983. **36**(1): p. 1-8.

39. Avery, C., et al., A finite element analysis of bone plates available for prophylactic internal fixation of the radial osteocutaneous donor site using the sheep tibia model. *Medical engineering & physics*, 2013. **35**(10): p. 1421-1430.
40. Gilbert, A. and L. Teot, The free scapular flap. *Plastic and reconstructive surgery*, 1982. **69**(4): p. 601-604.
41. Teot, L., et al., The scapular crest pedicled bone graft. *Int J Microsurg*, 1981. **3**(257-262): p. 31.
42. Taylor, G.I., P. Townsend, and R. Corlett, Superiority of the Deep Circumflex Iliac Vessels as the Supply for Free Groin Flaps Clinical Work. *Plastic and reconstructive surgery*, 1979. **64**(6): p. 745-759.
43. Urken, M.L., et al., The internal oblique-iliac crest osseomyocutaneous free flap in oromandibular reconstruction: report of 20 cases. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 1989. **115**(3): p. 339-349.
44. Hartman, E.H., P.H. Spauwen, and J.A. Jansen, Donor-site complications in vascularized bone flap surgery. *Journal of Investigative Surgery*, 2002. **15**(4): p. 185-197.
45. Taylor, G.I., G.D. Miller, And F.J. Ham, The free vascularized bone graft: a clinical extension of microvascular techniques. *Plastic and reconstructive surgery*, 1975. **55**(5): p. 533-544.
46. Hidalgo, D.A., Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction. *Plastic and reconstructive surgery*, 1989. **84**(1): p. 71-79.
47. van Gemert, J.T., et al., Free vascularized flaps for reconstruction of the mandible: complications, success, and dental rehabilitation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2012. **70**(7): p. 1692-1698.
48. Canter, H.I., I. Vargel, and M.E. Mavili, Reconstruction of mandibular defects using autografts combined with demineralized bone matrix and cancellous allograft. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2007. **18**(1): p. 95-100.
49. Codivilla, A., On the means of lengthening, in the lower limbs, the muscles and tissues which are shortened through deformity. *Am J Orthop Surg*, 1905. **2**(4): p. 353-369.
50. SNYDER, C.C., et al., Mandibular lengthening by gradual distraction: preliminary report. *Plastic and reconstructive surgery*, 1973. **51**(5): p. 506-508.

51. McCarthy, J.G., et al., Lengthening the human mandible by gradual distraction. *Plastic and reconstructive surgery*, 1992. **89**(1): p. 1-8.
52. Kondoh, T., et al., Transport distraction osteogenesis following marginal resection of the mandible. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2002. **31**(6): p. 675-676.
53. ILIZAROV, G.A., The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clinical orthopaedics and related research*, 1989. **238**: p. 249-281.
54. Kunkel, M., et al., Reconstruction of mandibular defects following tumor ablation by vertical distraction osteogenesis using intraosseous distraction devices. *Clinical oral implants research*, 2005. **16**(1): p. 89-97.
55. Whitesides, L.M., R.C. Wunderle, and C. Guerrero, Mandible reconstruction using a 2-phase transport disc distraction osteogenesis: a case report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2005. **63**(2): p. 261-266.
56. Wang, J., et al., Double-step transport distraction osteogenesis in the reconstruction of unilateral large mandibular defects after tumour resection using internal distraction devices. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2012. **41**(5): p. 587-595.
57. Tideman, H. and S. Lee, The TL endoprosthesis for mandibular reconstruction—A metallic yet biological approach. *Asian J Oral Maxfac Surg*, 2006. **18**: p. 5.
58. Kämmerer, P., et al., Local and systemic risk factors influencing the long-term success of angular stable alloplastic reconstruction plates of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2014. **42**(5): p. e271-e276.
59. Okura, M., et al., Long-term outcome and factors influencing bridging plates for mandibular reconstruction. *Oral oncology*, 2005. **41**(8): p. 791-798.
60. Gabrielli, M.F.R., et al., Immediate reconstruction of frontal sinus fractures: review of 26 cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2004. **62**(5): p. 582-586.
61. Abdo Filho, R.C., et al., Reconstruction of bony facial contour deficiencies with polymethylmethacrylate implants: case report. *Journal of Applied Oral Science*, 2011. **19**(4): p. 426-430.
62. Rao, J.D., et al., Esthetic correction of depressed frontal bone fracture. *National journal of maxillofacial surgery*, 2011. **2**(1): p. 69.

63. Gerbino, G., et al., Single-step resection and reconstruction using patient-specific implants in the treatment of benign cranio-orbital tumors. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2013. **71**(11): p. 1969-1982.
64. van Gool, A.V., Preformed polymethylmethacrylate cranioplasties: Report of 45 cases. *Journal of maxillofacial surgery*, 1985. **13**: p. 2-8.
65. Marchac, D. and A. Greensmith, Long-term experience with methylmethacrylate cranioplasty in craniofacial surgery. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery*, 2008. **61**(7): p. 744-752.
66. Fernandes da Silva, A.L., et al., Customized polymethyl methacrylate implants for the reconstruction of craniofacial osseous defects. *Case reports in surgery*, 2014. **2014**.
67. Lye, K.W., et al., Bone cements and their potential use in a mandibular endoprosthesis. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 2009. **15**(4): p. 485-496.
68. Takechi, M., et al., Initial histological evaluation of anti-washout type fast-setting calcium phosphate cement following subcutaneous implantation. *Biomaterials*, 1998. **19**(22): p. 2057-2063.
69. Brown, W.E., and Chow, L.C., Dental restorative cement pastes. U.S. Pat, 1988. **No. 4**(518): p. 430.
70. Gierse, H. and K. Donath, Reactions and complications after the implantation of Endobon including morphological examination of explants. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 1999. **119**(5-6): p. 349-355.
71. Rabalais Jr, M.L., R.A. Yukna, and E.T. Mayer, Evaluation of Durapatite Ceramic as an Alloplastic Implant in Periodontal Osseous Defects: I. Initial Six-Month Results*. *Journal of periodontology*, 1981. **52**(11): p. 680-689.
72. Block, M.S. and J.N. Kent, Long-term radiographic evaluation of hydroxylapatite-augmented mandibular alveolar ridges. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1984. **42**(12): p. 793-796.
73. Kent, J.N., et al., Hydroxylapatite blocks and particles as bone graft substitutes in orthognathic and reconstructive surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1986. **44**(8): p. 597-605.
74. Zide, M.F., J.N. Kent, and L. Machado, Hydroxylapatite cranioplasty directly over dura. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1987. **45**(6): p. 481-486.

75. Tripathi, R., F.M. Samadi, and S. Kumar, Treatment of cystic lesion of mandible using combination of modified bone granules and calcium phosphate bone cement: A preliminary report. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 2015.
76. Stankewich, C., et al., Augmentation of femoral neck fracture fixation with an injectable calcium-phosphate bone mineral cement. *Journal of orthopaedic research*, 1996. **14**(5): p. 786-793.
77. Goodman, S.B., et al., Norian SRS Cement Augmentation in Hip Fracture Treatment: Laboratory and Initial Clinical Results. *Clinical orthopaedics and related research*, 1998. **348**: p. 42-50.
78. Ooms, E., et al., Use of injectable calcium-phosphate cement for the fixation of titanium implants: An experimental study in goats. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2003. **66**(1): p. 447-456.
79. Peltier, L.F., The use of plaster of Paris to fill defects in bone. *Clinical orthopaedics*, 1960. **21**: p. 1-31.
80. Kelly, C.M. and R.M. Wilkins, Treatment of benign bone lesions with an injectable calcium sulfate-based bone graft substitute. *Orthopedics*, 2004. **27**(1): p. S131-S135.
81. Bk, T., V. Patel, and D. Bradford, Calcium sulfate-and calcium phosphate-based bone substitutes. Mimicry of the mineral phase of bone. *Orthop Clin North Am*, 1999. **30**(4): p. 615-23.
82. Huff, W. and B. Grisoni. Mechanical integrity of rat bone after autograft and calcium sulfate graft. in *Fifth world biomaterials congress*, Toronto. 1996.
83. Thomas, M.V. and D.A. Puleo, Calcium sulfate: properties and clinical applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2009. **88**(2): p. 597-610.
84. Hatton, P., K. Hurrell-Gillingham, and I. Brook, Biocompatibility of glass-ionomer bone cements. *Journal of dentistry*, 2006. **34**(8): p. 598-601.
85. Loescher, A., P. Robinson, and I. Brook, The effects of implanted ionomeric and acrylic bone cements on peripheral nerve function. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1994. **5**(2): p. 108-112.
86. Loescher, A., P. Robinson, and I. Brook, The immediate effects of ionomeric and acrylic bone cements on peripheral nerve function. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1994. **5**(8): p. 551-556.

87. Knock, F., Glenn, J., Dental material and method. United States patent, 26 June, 1951. **2**(558): p. 139.
88. Wintermantel, E., Mayer, J., and Goehring, T.N., Composites for biomedical applications. *Encyclopedia of Materials: Science and Technology.*, 2001: p. 1371–1376.
89. Kawagoe, K., et al., Augmentation of cancellous screw fixation with hydroxyapatite composite resin (CAP) in vivo. *Journal of biomedical materials research*, 2000. **53**(6): p. 678-684.
90. Saito, M., et al., Experimental studies on a new bioactive bone cement: hydroxyapatite composite resin. *Biomaterials*, 1994. **15**(2): p. 156-160.
91. Yamamuro, T., et al., Development of bioactive bone cement and its clinical applications. *Biomaterials*, 1998. **19**(16): p. 1479-1482.
92. Zhao, F., et al., Surface treatment of injectable strontium-containing bioactive bone cement for vertebroplasty. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2004. **69**(1): p. 79-86.
93. Vaishya, R., M. Chauhan, and A. Vaish, Bone cement. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, 2013. **4**(4): p. 157-163.
94. Charnley, J., et al. Arthroplasty of the hip by the low-friction technique. in *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*. 1961. British Editorial Soc Bone Joint Surgery 22 Buckingham Street, London Wc2n 6et, England.
95. Murray, D., A. Carr, and C. Bulstrode, Which primary total hip replacement? *Bone & Joint Journal*, 1995. **77**(4): p. 520-527.
96. Nafei, A., et al., Survivorship analysis of cemented total condylar knee arthroplasty: a long-term follow-up report on 348 cases. *The Journal of arthroplasty*, 1996. **11**(1): p. 7-10.
97. Kühn, K.-D., *Bone cements: up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials*. 2012: Springer Science & Business Media.
98. Freeman, M., G. Bradley, and P. Revell, Observations upon the interface between bone and polymethylmethacrylate cement. *Bone & Joint Journal*, 1982. **64**(4): p. 489-493.

99. Bruens, M.L., et al., Porous polymethylmethacrylate as bone substitute in the craniofacial area. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2003. **14**(1): p. 63-68.
100. Gettleman, L. and D. Nathanson, Confirmation of bone ingrowth into porous PMMA materials. *Journal of dental research*, 1980. **59**(2): p. 139-139.
101. van Mullem, P., et al., Implantation of porous acrylic cement in soft tissues: an animal and human biopsy histological study. *Biomaterials*, 1990. **11**(5): p. 299-304.
102. Kretlow, J.D., et al., Evaluation of soft tissue coverage over porous polymethylmethacrylate space maintainers within nonhealing alveolar bone defects. *Tissue Engineering Part C: Methods*, 2010. **16**(6): p. 1427-1438.
103. Shi, M., et al., Antibiotic-releasing porous polymethylmethacrylate constructs for osseous space maintenance and infection control. *Biomaterials*, 2010. **31**(14): p. 4146-4156.
104. Fini, M., et al., A bone substitute composed of polymethylmethacrylate and α -tricalcium phosphate: results in terms of osteoblast function and bone tissue formation. *Biomaterials*, 2002. **23**(23): p. 4523-4531.
105. Knabe, C., et al., Evaluation of calcium phosphates and experimental calcium phosphate bone cements using osteogenic cultures. *Journal of biomedical materials research*, 2000. **52**(3): p. 498-508.
106. Mattila, R., et al., Bone attachment to glass-fibre-reinforced composite implant with porous surface. *Acta biomaterialia*, 2009. **5**(5): p. 1639-1646.
107. Yuan, H., et al., Material-dependent bone induction by calcium phosphate ceramics: a 2.5-year study in dog. *Biomaterials*, 2001. **22**(19): p. 2617-2623.
108. DiPisa, J.A., G.S. Sih, and A.T. Berman, The temperature problem at the bone-acrylic cement interface of the total hip replacement. *Clinical orthopaedics and related research*, 1976. **121**: p. 95-98.
109. Mjöberg, B., et al., Bone cement, thermal injury and the radiolucent zone. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1984. **55**(6): p. 597-600.
110. Meyer, P., E. Lautenschlager, and B. Moore, On the setting properties of acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg Am*, 1973. **55**(1): p. 149-156.
111. Webb, J. and R. Spencer, The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *Bone & Joint Journal*, 2007. **89**(7): p. 851-857.

112. Reckling, F. and W. Dillon, The bone-cement interface temperature during total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 1977. **59**(1): p. 80-82.
113. Harving, S., K. Søballe, and C. Bünger, A method for bone-cement interface thermometry: An in vitro comparison between low temperature curing cement Palavit® and Surgical Simplex® P. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 1991. **62**(6): p. 546-548.
114. Linder, L., Reaction of bone to the acute chemical trauma of bone cement. *J Bone Joint Surg Am*, 1977. **59**(1): p. 82-87.
115. Kindt-Larsen, T., D.B. Smith, and J.S. Jensen, Innovations in acrylic bone cement and application equipment. *Journal of Applied Biomaterials*, 1995. **6**(1): p. 75-83.
116. Lu, J., et al., Human biological reactions at the interface between bone tissue and polymethylmethacrylate cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2002. **13**(8): p. 803-809.
117. Henrichsen, E., K. Jansen, and W. Krogh-Poulsen, Experimental investigation of the tissue reaction to acrylic plastics. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1952. **22**(1-4): p. 141-146.
118. Elmaraghy, A., et al., The role of methylmethacrylate monomer in the formation and haemodynamic outcome of pulmonary fat emboli. *Bone & Joint Journal*, 1998. **80**(1): p. 156-161.
119. Wasko, M.K. and R. Kaminski, Custom-Made Antibiotic Cement Nails in Orthopaedic Trauma: Review of Outcomes, New Approaches, and Perspectives. *BioMed research international*, 2015. **2015**.
120. Tomenson, J.A., A.V. Carpenter, and M.A. Pemberton, Critical review of the epidemiology literature on the potential cancer risks of methyl methacrylate. *International archives of occupational and environmental health*, 2005. **78**(8): p. 603-612.
121. Ascherl, R., Science of bone cement. *Ortho Supersite*.
122. Arora, M., et al., Polymethylmethacrylate bone cements and additives: A review of the literature. *World J Orthop*, 2013. **4**(2): p. 67-74.
123. Fenton, P., A. Rampurada, and F. Qureshi, Bone Cement, its History, its Properties, and Developments in it use. 2011.

124. Breusch, S.J., Femur, in *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty*. 2005, Springer. p. 125-140.
125. Bowen, B., *Orthopedic surgery. Alexander's Care of the Patient in Surgery*, 14th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 2011. **733**.
126. Nelson, C.L., The current status of material used for depot delivery of drugs. *Clinical orthopaedics and related research*, 2004. **427**: p. 72-78.
127. Hanssen, A.D., Local antibiotic delivery vehicles in the treatment of musculoskeletal infection. *Clinical orthopaedics and related research*, 2005. **437**: p. 91-96.
128. Buchholz, H., R. Elson, and K. Heinert, Antibiotic-loaded acrylic cement: current concepts. *Clinical orthopaedics and related research*, 1984. **190**: p. 96-108.
129. Buchholz, H., et al., Management of deep infection of total hip replacement. *Bone & Joint Journal*, 1981. **63**(3): p. 342-353.
130. Qiu, X.-S., et al., Antibiotic-impregnated cement spacer as definitive management for osteomyelitis. *BMC musculoskeletal disorders*, 2015. **16**(1): p. 254.
131. Elson, R., et al., Antibiotic-loaded acrylic cement. *Bone & Joint Journal*, 1977. **59**(2): p. 200-205.
132. Eveleigh, R., Principles of bone cement mixing. *The Journal of Perioperative Practice*, 2001. **11**(1): p. 18.
133. Geiger, M.H., et al., The clinical significance of vacuum mixing bone cement. *Clinical orthopaedics and related research*, 2001. **382**: p. 258-266.
134. Mjöberg, B., et al., Low-versus high-viscosity bone cement: Fixation of hip prostheses analyzed by roentgen stereophotogrammetry. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 1987. **58**(2): p. 106-108.
135. Byrick, R.J., et al., High-volume, high-pressure pulsatile lavage during cemented arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 1989. **71**(9): p. 1331-1336.
136. Leidinger, W., et al., [Reduction of severe cardiac complications during implantation of cemented total hip endoprotheses in femoral neck fractures]. *Der Unfallchirurg*, 2002. **105**(8): p. 675-679.
137. Ono, S., et al., Development of new bone cement utilizing low toxicity monomers. *J Med Dent Sci*, 2008. **55**(2): p. 189-196.

138. Yli-Kyyny, T., et al., Perioperative complications after cemented or uncemented hemiarthroplasty in hip fracture patients. *Scandinavian Journal of Surgery*, 2013. **102**(2): p. 124-128.
139. Donaldson, A., et al., Bone cement implantation syndrome. *British Journal of Anaesthesia*, 2009. **102**(1): p. 12-22.
140. Komisar, A., The functional result of mandibular reconstruction. *The Laryngoscope*, 1990. **100**(4): p. 364-374.
141. Lydiatt, D.D., Mandibular resection. *Head & neck*, 1995. **17**(3): p. 247-251.
142. Tsue, T.T., et al., Predictors of carcinomatous invasion of the mandible. *Head & neck*, 1994. **16**(2): p. 116-126.
143. Wittkamp, A. and F. Starmans, Prevention of mandibular fractures by using constructional design principles: I. Computer simulation of human mandibular strength after segmental resections. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 1995. **24**(4): p. 306-310.
144. Genden, E.M., et al., Management of mandibular invasion: when is a marginal mandibulectomy appropriate? *Oral oncology*, 2005. **41**(8): p. 776-782.
145. Harada, K., et al., Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2000. **58**(4): p. 370-373.
146. Madsen, M.J. and R.H. Haug, A biomechanical comparison of 2 techniques for reconstructing atrophic edentulous mandible fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2006. **64**(3): p. 457-465.
147. Wedel, A., et al., Masticatory function in patients with congenital and acquired maxillofacial defects. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1994. **72**(3): p. 303-308.
148. Curtis, D., et al., Modeling of jaw biomechanics in the reconstructed mandibulectomy patient. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999. **81**(2): p. 167-173.
149. Koolstra, J.H., Dynamics of the human masticatory system. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2002. **13**(4): p. 366-376.
150. Marunick, M., B. Mathes, and B. Klein, Masticatory function in hemimandibulectomy patients. *Journal of oral rehabilitation*, 1992. **19**(3): p. 289-295.

151. Gerlach, K. and A. Schwarz, Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2002. **31**(4): p. 345-348.
152. Tate, G.S., E. Ellis, and G. Throckmorton, Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1994. **52**(7): p. 734-736.
153. Sonnenburg, M. and H. Voelker, Zur Belastbarkeit des frakturierten Unterkiefers in Abhängigkeit von der Behandlungsmethode. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir*, 1982. **6**: p. 409-413.
154. Champy, M., et al., Probleme und Resultate bei der Verwendung von Dehnungsmeßstreifen am präparierten Unterkiefer und bei Patienten mit Unterkieferfrakturen. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir*, 1978. **2**: p. 41.
155. Maurer, P., H. Pistner, and J. Schubert, [Computer assisted chewing power in patients with segmental resection of the mandible]. *Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie: MKG*, 2006. **10**(1): p. 37-41.
156. Grohmann, I., et al., Biomechanical loading test on reconstructed mandibles with fibular, iliac crest or scapula graft: a comparative study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2015. **53**(8): p. 741-747.
157. Lewis, G., Properties of acrylic bone cement: state of the art review. *Journal of biomedical materials research*, 1997. **38**(2): p. 155-182.
158. Ries, M.D., et al., In vivo behavior of acrylic bone cement in total hip arthroplasty. *Biomaterials*, 2006. **27**(2): p. 256-261.
159. Kuehn, K.-D., W. Ege, and U. Gopp, Acrylic bone cements: mechanical and physical properties. *Orthopedic Clinics of North America*, 2005. **36**(1): p. 29-39.
160. Wang, J.-S., et al., Porosity of bone cement reduced by mixing and collecting under vacuum. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1993. **64**(2): p. 143-146.
161. Wang, J.S., et al., Is there any difference between vacuum mixing systems in reducing bone cement porosity? *Journal of biomedical materials research*, 1996. **33**(2): p. 115-119.
162. Deb, S., A review of improvements in acrylic bone cements. *Journal of biomaterials applications*, 1999. **14**(1): p. 16-47.

163. Lewis, G., J.S. Nyman, and H.H. Trieu, Effect of mixing method on selected properties of acrylic bone cement. *Journal of biomedical materials research*, 1997. **38**(3): p. 221-228.
164. Lewis, G. and S. Mladi, Effect of sterilization method on properties of Palacos® R acrylic bone cement. *Biomaterials*, 1998. **19**(1): p. 117-124.
165. Harper, E., et al., Influence of sterilization upon a range of properties of experimental bone cements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1997. **8**(12): p. 849-853.
166. Tepic, S. and U. Sottesz. Influence of gamma sterilization on the fatigue strength of bone cement. in *Transactions Of The Annual Meeting-Orthopaedic Research Society*. 1996. Orthopaedic Research Society.
167. Tan, J., et al., Compression and flexural strength of bone cement mixed with blood. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 2016. **24**(2): p. 240.
168. Gilbert, J.L., et al., A theoretical and experimental analysis of polymerization shrinkage of bone cement: a potential major source of porosity. *Journal of biomedical materials research*, 2000. **52**(1): p. 210-218.
169. Carlsson, E., et al., In Vitro and In Vivo Response to Low-Modulus PMMA-Based Bone Cement. *BioMed research international*, 2015. **2015**.
170. Wada, T., et al., Complications associated with bone cementing for the treatment of giant cell tumors of bone. *Journal of orthopaedic science*, 2002. **7**(2): p. 194-198.
171. Lee, S., et al., Modular endoprosthesis for mandibular reconstruction: a preliminary animal study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2008. **37**(10): p. 935-942.
172. Yun, D.-J., et al., Salvage Percutaneous Vertebral Augmentation Using Polymethyl Methacrylate in Patients with Failed Interbody Fusion. *World Neurosurgery*, 2016. **95**: p. 618. e13-618. e20.
173. Abouazza, O.A., et al., In vitro comparative assessment of the mechanical properties of PMMA cement and a GPC cement for vertebroplasty. *Journal of orthopaedics*, 2016. **13**(2): p. 81-89.
174. Yu, S.-W., et al., Kirschner-wire and bone cement is a viable alternative to reconstruction of large iliac bone defects after strut bone graft harvesting. 2015.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

| | | | |
|-------------------|-----------------------|---------------------|-------------|
| Adı | Şeyma | Soyadı | Alla |
| Doğum Yeri | Osmancık | Doğum Tarihi | 19.09.1987 |
| Uyruğu | TC | TC Kimlik No | 13486960782 |
| E-mail | seymaalla@hotmail.com | Telefon | 05063205027 |

Eğitim Düzeyi

| | Mezun Olduğu Kurumun Adı | Mezuniyet Yılı |
|----------------------|---|----------------|
| Uzmanlık | İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2017 |
| Yüksek Lisans | Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2012 |
| Lisans | Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2012 |
| Lise | Osmancık Lisesi (Yabancı Dil Ağırlıklı Program) | 2006 |

İş Deneyimi

| Görevi | Kurum | Süre (Yıl-Yıl) |
|--------|-------|----------------|
| 1. | | - |
| 2. | | - |
| 3. | | - |

Yabancı Dilleri

| | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* | ÜDS Puanı | (Diğer) Puanı |
|------------------|-------------------|----------|--------|-----------|---------------|
| İngilizce | İyi | Orta | Orta | 70.00 | |
| | | | | | |

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Bilgisayar bilgisi

| Program | Kullanma becerisi |
|------------------------------|--------------------------|
| Microsoft Office Word | İyi |
| Microsoft Office Excel | Orta |
| Microsoft Office Power Point | İyi |

Yayımları/ Tebliğleri/ Sertifikaları/ Ödülleri

1. Alla Ş, Cansız E, İşler SC, Erdem MA. Odontojenik miksuma operasyonu sonrası oluşan patolojik fraktürün tedavisi: Olgu sunumu. Yeditepe J Dent. 2016; 12(2): 75-80
2. Alla Ş, Gümüşdal SA, Cansız E, Erdem MA, İşler SC. Reconstruction with condylar reconstruction plate of the defect after hemimandibulectomy due to odontogenic keratocyst: A case report. Yeditepe J Dent. 2017; 13(2): 59-62